



Plaidoyer pour l'intégration des sciences de la motricité dans la démarche de prévention des troubles musculo-squelettiques : le cas précis de l'épaule

Grégoire Mitonneau

► To cite this version:

Grégoire Mitonneau. Plaidoyer pour l'intégration des sciences de la motricité dans la démarche de prévention des troubles musculo-squelettiques : le cas précis de l'épaule. Médecine humaine et pathologie. Université Jean Monnet - Saint-Etienne, 2014. Français. NNT : 2014STET007T . tel-01314134

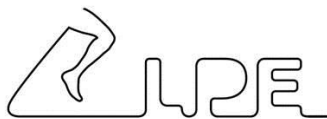
HAL Id: tel-01314134

<https://theses.hal.science/tel-01314134>

Submitted on 10 May 2016

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



UNIVERSITE Jean Monnet – SAINT-ETIENNE

Membre de l'Université de Lyon

Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (E.A. 4338)

ECOLE DOCTORALE - Sciences, Ingénierie, Santé

THÈSE

Pour obtenir le grade de Docteur de l'Université Jean Monnet

Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

**PLAIDOYER POUR L'INTEGRATION DES SCIENCES DE LA
MOTRICITE DANS LA DEMARCHE DE PREVENTION DES
TROUBLES MUSCULO-SQUELETTIQUES :**

Le cas précis de l'épaule

Thèse dirigée par Nicolas Forestier

Présentée et soutenue publiquement le 26 Novembre 2014 par

GRÉGOIRE MITONNEAU

Composition du Jury :

Julie Côté	PhD, Université de McGill (Montréal)	Rapporteur
Yves Roquelaure	PU-PH, Université d'Angers	Rapporteur
Christophe Bourdin	PU, Université Aix-Marseille	Membre du jury
Nicolas Pinsault	PhD, Kinésithérapeute, Cadre de santé	Membre du jury
Florence Beduneau	Responsable Santé/Sécurité, Groupe SEB	Membre invité du jury
Alain Belli	PU, Université J. Monnet (Saint-Etienne)	Co-directeur de thèse
Nicolas Forestier	MCU-HDR, Université de Savoie	Directeur de thèse

Remerciements

Pour commencer cette partie qui me tient particulièrement à cœur et qui sera certainement la plus lue, il me paraît naturel de remercier les deux personnes à l'origine de ce travail, Nico et Romain, qui je pense, ne m'en voudront pas d'être associés ici. Votre esprit truculent a donné naissance à la problématique de cette thèse et il ne m'a pas fallu longtemps pour accepter de me l'approprier.

Un grand merci à Julie Côté et Yves Roquelaure, vous me faites un immense honneur en acceptant de juger ce travail et d'apporter votre précieuse et profonde expertise. Je remercie également Alain Belli, qui a codirigé cette thèse, ainsi que Nicolas Pinsault et Christophe Bourdin d'avoir accepté de constituer le jury de soutenance.

Florence, je te remercie chaleureusement pour l'encadrement de haut niveau dont tu as fait preuve au sein du Groupe SEB. Collaborer avec toi a sans aucun doute été pour moi d'une très grande richesse. Tes capacités d'analyse, de communication et de positionnement m'ont largement guidé dans mon évolution et je t'en suis très reconnaissant. Je n'oublie pas les médecins du travail, Sophie, Anne-Marie et Didier, ni les ergonomes, Alix et Renaud. Je tiens aussi à remercier Bruno, Vincent et Florence du service de santé au travail qui m'ont accompagné dans la bonne humeur lors de mes passages à Rumilly.

Nico, je profite de ce passage de la sphère du travail à celle des amis, sans doute le plus approprié, pour te remercier infiniment pour tout ce que tu m'as apporté durant ces quelques années. Alain Bashung disait que « *le plus dur, c'est de trouver l'équilibre entre la complexité et le divertissement, de proposer un voyage, pas un récital* », je peux dire sans hésiter que tu as su faire le plus dur ! Ton soutien pédagogique et humain hors norme a fait de cette thèse un réel plaisir qui, je l'espère, n'est que le début d'une collaboration productive et d'une longue amitié.

Romain, nos nombreuses réunions disposées le midi et/ou le soir m'ont apporté non seulement une solide connaissance de la chose liquide, mais surtout une réelle motivation quant à l'accomplissement de mes projets. Je te remercie sincèrement de t'être intéressé sans cesse à mes travaux et d'avoir continuellement alimenté mes réflexions. Il semble que tout soit en bonne voie pour que nous collaborions dans un avenir proche, je m'en réjouis et j'éprouve une grande fierté !

Hugal, c'est avec toi que j'ai construit tout ce qui m'entoure aujourd'hui à Chambéry, je tiens donc à te remercier tout particulièrement. J'ai passé avec toi les meilleurs moments de ma vie étudiante (qui dure encore...) comme les plus difficiles, heureusement bien moins nombreux. Nos vies sont désormais liées et je ne pense pas me tromper en disant que ça va durer. Nous avons croisé ensemble la route de Dams, Ro et Yaya, ce qui nous a permis de créer *La Maison Du Bonheur*. Je crois que ce qu'on vit est assez exceptionnel et je nous en félicite ! En écrivant ces mots je pense également à Brice Picot-Poulet, Paulo, Guigui, Bebel, Luçon, Ben'j, Louloute, David, Lucas, Mathou et bien évidemment l'exotique Léchimi Kajisrem.

Je souhaite remercier ceux avec qui j'ai passé une partie de mon temps au STAPS, Pat', Aurel, Flo, Thomas, Jérémy, Seb, Marlène, Fred et Etienne. Je n'oublie pas non plus ceux que j'ai moins l'occasion de voir mais à qui je pense très souvent, Ju, Clem Le Disquay, Clem Giraud, Vio, Ben'j et mon presque frère Titi.

Je tiens évidemment à remercier mes parents, Dédé et Marie, mes frères et sœurs, Juliette, Guillaume, Charlotte et Hugues et leur gonz', Nico, Claire, Laurent et Alexandra, mes neveux et nièce, Léo, Tom, Titi, Gaspard, Jules et Roxanne. La bonne entente de tout ce monde contribue à faciliter mon quotidien et m'apporte beaucoup de bonheur. Je n'ai pas souvent l'occasion de vous le dire, je vous aime.

Finalement, par manque d'originalité ou tout simplement parce que c'est la place idéale, je vais terminer ces remerciements par la plus belle surprise de cette période de thèse, Marion.

« *C'est un oiseau rare, que Roi des veinards, j'ai eu le bonheur de dénicher* » aurait chanté Gainsbourg à ma place ! Je te remercie pour toutes les choses précieuses que tu m'apportes depuis quelques temps. Je compte bien te garder auprès de moi pendant un long moment...

TABLE DES ILLUSTRATIONS	9
INTRODUCTION GENERALE	12
CHAPITRE 1. MOUVEMENT ET PATHOLOGIES PROFESSIONNELLES	17
1. LA PLACE DU MOUVEMENT DANS LES ACTIVITES QUOTIDIENNES ET PROFESSIONNELLES	18
2. LES TROUBLES MUSCULO-SQUELETTIQUES : PROBLEME MAJEUR EN SANTE AU TRAVAIL	21
2.1. AMPLEUR DE LA PROBLEMATIQUE	21
2.2. LES FONDEMENTS DE LA PREVENTION DES TMS	24
2.2.1. LA DEMARCHE ERGONOMIQUE : UNE REFERENCE POUR LA PREVENTION	24
2.2.2. ÉVOLUTION DES MODELES DE COMPREHENSION DES TMS	26
2.2.3. UNE RUPTURE ENTRE LA DEMARCHE ERGONOMIQUE ET L'ÉVOLUTION DES MODELES DE COMPREHENSION DES TMS	38
3. LE MOUVEMENT : UN OBJET COMPLEXE	41
3.1. LA GENESE DU MOUVEMENT	42
3.2. LE CONTROLE DU MOUVEMENT	43
3.3. L'ELECTROMYOGRAPHIE COMME OUTIL D'EXPLORATION DE LA FONCTION MOTRICE EN ENTREPRISE	48
CHAPITRE 2. LES TMS DE L'ÉPAULE	53
1. L'ÉPAULE, UNE REGION PARTICULIEREMENT TOUCHEE	54
2. ANATOMIE ET BIOMECHANIQUE DU COMPLEXE ARTICULAIRE DE L'ÉPAULE	55
2.1. UN COMPLEXE ARTICULAIRE AU SERVICE DE LA MOBILITE	55
2.2. LES ARTICULATIONS EN PRESENCE	56
2.3. BIOMECHANIQUE DU COMPLEXE ARTICULAIRE DE L'ÉPAULE	57
2.3.1. MOBILITE ET STABILITE DE L'ARTICULATION GLENO-HUMERALE	58
2.3.2. MOBILITE ET STABILITE DE L'ARTICULATION SCAPULO-THORACIQUE	61
2.4. SYNTHESE	63
3. LE CONFLIT SOUS-ACROMIAL : MECANISME CENTRAL DANS LE DEVELOPPEMENT DES TMS DE L'ÉPAULE	64
3.1. DE QUOI PARLE-T-ON ?	64

3.2.	LES FACTEURS ETIOLOGIQUES	65
3.3.	IMPORTANCE DU MAINTIEN DE L'ESPACE SOUS-ACROMIAL	67
4.	SYNTHESE	71
CHAPITRE 3. CONTRIBUTIONS EXPÉRIMENTALES 1 & 2		73
1.	LIMITES NEUROMUSCULAIRES DES MODELES EXPLICATIFS DES CONFLITS SOUS-ACROMIAUX	74
1.1.	PROBLEMATIQUE	74
1.2.	OBJECTIF ET HYPOTHESES	78
1.3.	MATERIEL ET METHODES	79
1.3.1.	SUJETS	79
1.3.2.	TACHE ET DISPOSITIF EXPERIMENTAL	79
1.3.3.	PROCEDURE	82
1.3.4.	ANALYSE DES DONNEES	83
1.3.5.	ANALYSE STATISTIQUE	86
1.4.	RESULTATS	86
1.4.1.	EFFET DU TYPE DE TACHE SUR LE TIMING D'ACTIVATION	86
1.4.2.	EFFETS DU TYPE DE TACHE SUR LES RATIOS D'ACTIVITE	88
1.5.	DISCUSSION	89
2.	EFFET D'UN NOUVEL OUTIL DE PREVENTION DES TMS DE L'EPAULE SUR L'ACTIVITE DES MUSCLES EN CHARGE DU COMPLEXE SCAPULO-THORACIQUE	94
2.1.	PROBLEMATIQUE	94
2.2.	OBJECTIF ET HYPOTHESES	99
2.3.	MATERIEL ET METHODES	99
2.3.1.	SUJETS	99
2.3.2.	TACHE ET DISPOSITIF EXPERIMENTAL	100
2.3.3.	PROCEDURE	105
2.3.4.	TRAITEMENT DES DONNEES	105
2.3.5.	ANALYSE STATISTIQUE	107
2.4.	RESULTATS	109
2.4.1.	COMPARAISON DE L'ACTIVATION DU TRAPEZE SUPERIEUR LORS DES DIFFERENTS EXERCICES	109
2.4.2.	COMPARAISON DES RATIOS D'ACTIVATION ENTRE LES DEUX MODALITES D'EXERCICE REALISE A L'AIDE DU SCAPULEO™ ET LES EXERCICES DE REFERENCE	110

2.5. DISCUSSION	112
CHAPITRE 4. APPLICATIONS INDUSTRIELLES	117
1. INTEGRATION D'EXERCICES DE PREVENTION DANS LE SECTEUR INDUSTRIEL	118
1.1. PROBLEMATIQUE	118
1.1. OBJECTIF ET HYPOTHESES	121
1.2. MATERIEL ET METHODES	121
1.2.1. SUJETS	121
1.2.2. TACHES ET DISPOSITIFS EXPERIMENTAUX	122
1.2.3. PROCEDURE	129
1.2.4. TRAITEMENT DES DONNEES	130
1.2.5. ANALYSE STATISTIQUE	131
1.3. RESULTATS	131
1.3.1. LA DOULEUR ET LES INCAPACITES	131
1.3.2. LA FONCTION DE L'EPAULE	134
1.4. DISCUSSION	137
2. INTEGRATION DE L'ELECTROMYOGRAPHIE DE SURFACE COMME OUTIL DE LUTTE CONTRE LES TMS	140
2.1. L'EMG COMME MOYEN D'ORIENTATION DES STRATEGIES INDUSTRIELLES	141
2.2. L'EMG COMME MOYEN OBJECTIF D'EVALUATION DES EFFETS D'UN AMENAGEMENT	143
2.3. L'EMG COMME SUPPORT POUR LA FORMATION AU RISQUE DE TMS	145
2.4. L'EMG COMME SUPPORT POUR LA MISE EN PLACE D'UNE DEMARCHE DE PREVENTION ACTIVE DES TMS	147
DISCUSSION GENERALE	150
BIBLIOGRAPHIE	162
ANNEXES	178
ANNEXE 1	2
ANNEXE 2	4
ANNEXE 3	6
ANNEXE 4	17


Table des illustrations

Figure 1. Illustration d'une tâche simple et d'une tâche complexe. _____	19
Figure 2. Illustration du syndrome de nos deux corps. _____	21
Figure 4. Les différentes étapes de la démarche ergonomique de prévention des TMS. _____	25
Figure 5. Représentation du modèle biomécanique après intégration des facteurs liés aux capacités fonctionnelles des individus. _____	27
Figure 6. Relations entre le stress et les TMS des membres supérieurs. _____	28
Figure 7. Exemple d'une situation de travail associée à des contraintes excessives dans un abattoir. _____	29
Figure 8. Illustration de différentes situations de travail associées à une faible contrainte biomécanique visible (effort, amplitude articulaire, répétitivité). _____	30
Figure 9. Illustration des forces de cisaillement émanant de la contraction d'une partie d'un muscle. _____	34
Figure 10. Les différents mécanismes en jeu dans le développement des myalgies chroniques. _____	36
Figure 11. Illustration des cercles vicieux décrits dans le modèle de Bruxelles. _____	38
Figure 12. Exemple de caractérisation des amplitudes articulaires à l'aide du Rapid Upper Limb Assessment (RULA). _____	39
Figure 13. Illustration des interactions sensorimotrices et des structures impliquées dans le contrôle des mouvements. _____	41
Figure 14. Représentation des différentes étapes de traitement de l'information associées à la production et au contrôle d'un mouvement volontaire ainsi que les principales structures cérébrales impliquées. _____	42
Figure 15. Les deux modes de contrôle du mouvement volontaire. _____	44
Figure 16. Schématisation des étapes impliquées dans les deux modes de contrôle du mouvement volontaire. _____	45
Figure 17. Illustration des principaux éléments caractéristiques de l'électromyographie de surface. _____	49
Figure 18. Illustration du matériel utilisé pour la réalisation de mesures EMG dans le secteur industriel. _____	51
Figure 19. La circumduction de l'épaule. _____	55
Figure 20. Les cinq articulations du complexe articulaire de l'épaule. _____	56
Figure 21. Illustration de la part relative des principales articulations lors du mouvement d'abduction. _____	58
Figure 22. Stabilisation dynamique de l'articulation gléno-humérale lors d'un mouvement d'abduction. _____	60
Figure 23. Les trois composantes des mouvements scapulaires. _____	62
Figure 24. Lignes d'actions des muscles stabilisateurs et mobilisateurs de la scapula. _____	63
Figure 25. Illustration de l'espace sous-acromial. _____	65
Figure 26. Os acromial. Les trois catégories de formes, vue latérale. _____	66
Figure 27. Illustration de la mesure de la distance acromio-humérale à partir d'une radiographie. _____	67
Figure 28. Illustration des résultats de Deutsch et al. (1996). Position moyenne de la tête humérale sur la glène de la scapula pour les 3 groupes de sujets. _____	69
Figure 29. Illustration des résultats d'Hébert et al. (2003). Comparaison de la distance acromio-humérale moyenne entre l'épaule avec CSA (ligne pointillée) et l'épaule contra-latérale asymptomatique (ligne continue), et les épaules de sujets sains (zone grise). _____	70
Figure 30. Illustration des mouvements classiquement utilisés dans les études relative à l'implication du contrôle neuromusculaires des mouvements scapulaires dans le développement des CSA. _____	77

Figure 31. Illustration d'une tâche industrielle classique nécessitant la participation de l'ensemble des articulations du membre supérieur.	78
Figure 32. Illustration des deux types de tâche expérimentale utilisées.	81
Figure 33. Illustration du protocole suivi par chaque sujet.	83
Figure 34. Illustration du traitement réalisé afin de déterminer l'instant d'activation de chaque muscle étudié.	84
Figure 35. Illustration du traitement réalisé afin de déterminer les ratios d'activité lors des huit phases de mouvement d'élévation du bras entre 30 et 110° d'abduction par rapport à la verticale.	85
Figure 36. Effets du type de tâche sur le timing d'activation des principaux muscles rotateurs de la scapula.	87
Figure 37. Effet du type de tâche sur les quatre ratios d'activité musculaire en fonction des huit phases de mouvement.	89
Figure 38. Illustration des exercices de référence afin de cibler le recrutement des muscles trapèze moyen et trapèze inférieur tout en limitant l'activation du muscle trapèze supérieur.	97
Figure 39. Illustration de l'exercice « push-up plus », exercice de référence afin de cibler le recrutement du dentelé antérieur tout en minimisant la contribution du trapèze supérieur.	98
Figure 40. Valeur des poids (kilogrammes) appliqués aux hommes (en haut) et aux femmes (en bas) en fonction de l'exercice et du poids des sujets.	101
Figure 41. Illustration des exercices de référence utilisés dans cette étude pour le renforcement des muscles stabilisateurs et rotateurs de la scapula.	102
Figure 42. Illustration de l'exercice en chaîne cinétique fermée réalisé à l'aide du Scapuleo™.	104
Figure 43. Illustration du traitement des données EMG (sujet #3) lors de l'exercice A.	107
Figure 44. Illustration de l'activité musculaire moyenne du trapèze supérieur lors des différents exercices.	109
Figure 45. Illustration de l'activation relative du trapèze supérieur par rapport au trapèze moyen entre l'exercice de référence A et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ D.	110
Figure 46. Illustration de l'activation relative du trapèze supérieur par rapport au trapèze inférieur entre l'exercice de référence B et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ D.	111
Figure 47. Illustration de l'activation relative du trapèze supérieur par rapport au dentelé antérieur entre l'exercice de référence C et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ D'.	112
Figure 48. Illustration des exercices généraux classiquement utilisés.	119
Figure 49. Illustration des exercices thérapeutiques.	120
Figure 50. Illustration des tests de conflit sous-acromial utilisés.	122
Figure 51. Illustration de l'exercice de recentrage de la tête humérale en chaîne cinétique fermée réalisé à l'aide du Scapuleo™ (Calor SAS, Pont-Évêque, Groupe SEB, France).	123
Figure 52. Illustration de l'échelle visuelle analogique.	124
Figure 53. Illustration du SPADI.	125
Figure 54. Illustration du test analytique de l'épaule.	127
Figure 55. Illustration du dispositif expérimental pour la tâche de pointage.	129
Figure 56. Illustration de l'organisation générale de la procédure expérimentale.	130
Figure 57. Illustration de l'effet du programme d'intervention sur le score au SPADI.	132
Figure 58. Illustration de l'effet du programme d'intervention sur la douleur ressentie au niveau de l'épaule (exprimée en mm) au repos (à gauche) et lors du test de Neer (à droite).	133
Figure 59. Illustration de l'effet du programme d'intervention sur l'amplitude de mouvement pour les 4 tests réalisés.	135

Figure 60. Illustration de l'effet du programme d'intervention sur les temps de mouvements calculés lors de la tâche de pointage (exprimés en ms).	136
Figure 61. Illustration des principales problématiques de prévention des TMS traitées au moyen des mesures EMG.	140
Figure 62. Exemple de mesures EMG illustrant l'effet du déplacement au poste sur l'activité électrique des muscles des membres supérieur enregistrée lors d'une phase d'approvisionnement.	142
Figure 63. Exemple de mesures EMG illustrant l'effet du travail avec et sans estrades sur une situation de travail identique et sur différentes zones musculaires bilatérales (trapèze supérieur, deltoïde moyen, extenseurs communs des doigts et éminence thénar).	144
Figure 64. Exemple de mesures EMG illustrant l'impact de la précision requise sur différentes zones musculaires bilatérales (trapèze supérieur, deltoïde moyen, extenseurs communs des doigts et éminence thénar).	146
Figure 65. Illustration des effets de l'étirement du trapèze sur l'intensité de la contraction musculaire.	148
Figure 66. Schématisation des interactions qui existent entre les facteurs de risque de développement des CSA liés à la tâche (en haut) ainsi qu'à l'individu (en bas).	152
Figure 67. Illustration des apports de l'Ergomotricité dans la démarche de prévention des TMS.	156
Figure 68. Illustration d'un exemple de caractérisation musculaire d'un poste de travail réalisé au moyen de la démarche de quantification du coût musculaire (QCM _{ergo} TM).	158
Figure 69. Illustration d'un aménagement qui consiste à intégrer la démarche active de prévention des TMS dans le processus quotidien de production.	159

INTRODUCTION GENERALE

 e plaisir, qui peut être considéré comme un état éphémère de bonheur, est une sensation que nous recherchons sans cesse tout au long de notre vie même lorsqu'il nécessite des efforts importants parfois accompagnés de souffrances. Pour illustrer ces propos, songeons aux mois, peut-être aux années que passe un gymnaste à répéter certains exercices dans le seul but de réaliser une nouvelle figure. L'accomplissement de celle-ci pour la première fois est un instant très particulier où enfin, la séquence des informations sensorielles d'origine proprioceptive, vestibulaire ou encore visuelle parvenant jusqu'au cerveau s'accorde avec celles que le gymnaste avait tant de fois simulées. Ce moment procure un plaisir immense certainement proportionnel à la quantité des efforts fournis. Comme le souligne Alain Berthoz (1997), le plaisir, qui est un élément essentiel de la perception et de la cognition, trouve également sa source dans le mouvement, « *...preuve en est la joie que donne un beau pas de danse, une lettre bien formée, une balle adroitement placée, ou l'allégresse que procurent certains mouvements possibles seulement dans des situations particulières.* » (Berthoz, 1997), p.151).

Danser, cuisiner, écrire, pédaler, jouer au tennis, étendre le linge, conduire, se laver, parler, rigoler, boire sont autant d'actions habituelles pour lesquelles la qualité de nos fonctions motrices (*i.e.* produire et contrôler nos mouvements) s'avère essentielle. D'ailleurs, une altération de celle-ci entraîne communément une gêne pour la réalisation de ces tâches quotidiennes ainsi que pour la pratique de nos loisirs sportifs ou artistiques. L'apparition d'inconfort ou de douleur parfois associée à une altération fonctionnelle devient de plus en plus fréquente au fur et à mesure que l'âge augmente. Ceci conduit à ajuster la fréquence et l'intensité de nos loisirs ou encore la manière d'effectuer nos tâches quotidiennes.

En parallèle de ces activités qualifiées de loisir, certaines situations professionnelles sollicitent considérablement nos fonctions motrices, c'est notamment le cas dans le secteur de la production industrielle, des travaux publics, de la manutention et bien d'autres. À la

différence des activités de loisir, les conditions dans lesquelles s'effectuent les tâches professionnelles sont fixées par l'employeur via un ensemble de règles d'organisation précisant la forme motrice à réaliser et les conditions dans lesquelles vont s'effectuer le mouvement. Par exemple, l'activité d'un opérateur travaillant sur une ligne d'assemblage est généralement dépendante de la cadence en amont ou en aval du poste occupé, des caractéristiques spatiales de ce poste, de la nature des objets manipulés (poids, taille, matériaux...), de la difficulté et de la complexité des tâches prescrites ou encore des conditions environnementales dans lesquelles s'effectue ce travail. Dans ce cadre professionnel, et par opposition avec les activités de loisir, l'opérateur ne dispose pas d'une marge de manœuvre suffisante lui permettant de s'adapter afin de réduire significativement l'intensité des contraintes, de diminuer le rythme de travail, d'organiser ses pauses. Il est extrêmement frappant de constater à quel point ces inconforts, douleurs et limitations fonctionnelles font partie du quotidien professionnel des opérateurs industriels et à quel point ces gênes sont un fardeau pour eux. Ces symptômes, habituellement dénommés Troubles Musculo-Squelettiques (TMS), représentent un phénomène particulièrement problématique et préoccupant dans l'ensemble des pays industrialisés et en cours de développement. Comme nous le verrons par la suite dans ce document, ces affections péri-articulaires sont associées à des enjeux humains et socio-économiques considérables dont la prise de conscience par les pouvoirs publics et les entreprises a conduit à l'organisation des moyens de prévention depuis les années 1990. Dans ce cadre, le caractère multifactoriel du risque de TMS est logiquement abordé par une approche de type pluridisciplinaire qui implique un ensemble d'acteurs tels que les médecins du travail, les infirmiers de santé au travail, les ergonomes, les concepteurs de produits et de postes de travail, les services hygiène/sécurité/environnement, les CHSCT¹, les psychologues du travail, etc. Toutefois et malgré les avancées significatives relatives aux connaissances sur l'étiologie des TMS et sur

¹ Comité d'Hygiène, de Sécurité et des Conditions de Travail (CHSCT)

l'organisation des démarches de prévention, nous ne pouvons que constater l'augmentation du nombre de ce type de maladies professionnelles².

C'est dans ce contexte particulier que le Groupe SEB a entamé en 2005 une collaboration avec le Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (LPE – Équipe d'Accueil 4338) notamment dans le but de quantifier et de caractériser les effets de certains aménagements de différentes situations de travail sur le risque de TMS. Malgré le lien indéniable existant entre le mouvement et le risque de TMS, l'intégration de compétences spécifiques issues du domaine des sciences de la motricité dans la démarche de prévention des TMS demeure relativement rare. Les résultats positifs de cette collaboration innovante ont amené le Groupe SEB à financer trois ans de doctorat CIFRE³. J'ai alors intégré, en tant que « Chargé d'Etudes Santé », le groupe Santé du Groupe SEB piloté par la responsable Santé/Sécurité (Groupe SEB, périmètre monde). Afin d'assurer la légitimité de ma participation à cette équipe pluridisciplinaire⁴, il a tout d'abord fallu défendre une approche parfois différente de celle propre à l'ergonomie du travail « classique ». Si le dialogue a toujours été ouvert entre les membres du groupe, un certain temps et de la persévérance ont néanmoins été nécessaires non pas pour imposer cette approche (que nous aurons le temps de développer dans ce document) mais plutôt pour expliquer la cohérence et la complémentarité de ce type d'approche avec les nombreuses actions de prévention engagées dans le Groupe SEB.

Quelle est la place d'un spécialiste de la motricité humaine au sein d'une équipe de prévention des TMS ? Quelles sont les valeurs ajoutées associées à la formation en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS) dans la démarche de prévention des TMS ?

² Les maladies professionnelles relatives aux TMS sont inscrites dans les tableaux 57a, 57b, 57c, 98 et 99.

³ CIFRE : Convention Industrielle de Formation par la Recherche.

⁴ Le groupe Santé est composé des Médecins internes de santé au travail, d'ergonomes, d'un intervenant en prévention des risques professionnels, d'un responsable des ressources humaines, d'un coordinateur des projets sociaux.


C'est en s'appuyant sur une problématique majeure, celle de la prévention des TMS de l'épaule dans le secteur industriel, que nous tenterons d'apporter les éléments de réponse nécessaires à ce que tout un chacun puisse se forger sa propre opinion sur la pertinence de l'intégration d'un spécialiste de la motricité humaine dans les phases décisives de la démarche de prévention des TMS que sont (i) le développement de connaissances relatives aux mécanismes pathologiques, (ii) à la formation des acteurs de la prévention ou encore (iii) le développement et l'évaluation des moyens de prévention des TMS.

CHAPITRE 1

MOUVEMENT ET PATHOLOGIES PROFESSIONNELLES : UN LIEN

FUSIONNEL

1. La place du mouvement dans les activités quotidiennes et professionnelles

 'un point de vue purement mécanique, le mouvement se définit comme le déplacement d'un corps par rapport à un point fixe de l'espace et à un moment déterminé. Cette vision mécanistique et relativement austère de la motricité s'oppose à celle plus riche de Jacques Paillard (1985) pour qui le mouvement «... *est la manifestation la plus directe de ce qui vit, et reste l'indicateur privilégié du fonctionnement des systèmes vivants sur lequel s'est fondé le discours scientifique de la biologie* », et qui laisse entrevoir l'importance du mouvement, au-delà du phénomène physique, dans le domaine des sciences de la vie.

En effet, le mouvement est omniprésent et nécessaire à l'ensemble des activités humaines. À ce sujet, le point de vue de Wolpert (2001) est tout à fait édifiant. Selon lui, le seul moyen dont l'Homme dispose pour interagir avec son environnement est la production de mouvement arguant du fait que toutes nos activités de communication (*i.e.* parler, montrer, écrire...) sont médiées par le système moteur. En effet, l'homme dispose d'un répertoire de comportements moteurs extrêmement développé qui lui permet d'interagir avec une grande variété d'objets dans des environnements très différents (Wolpert & Kawato, 1998). Telle que l'illustre la figure 1, notre capacité à produire un mouvement volontaire autorise l'accomplissement de tâches très simples comme extrêmement complexes.



Figure 1. *Illustration d'une tâche simple (à gauche) et d'une tâche complexe (à droite) toutes deux assurées par la production et le contrôle de mouvements volontaires.*

Les sociétés contemporaines assimilent généralement mouvement et performance, et ce, que ce soit dans le domaine sportif ou le domaine artistique. Facilité par le développement des technologies de l'image, le mouvement est souvent mis en valeur par la diffusion de vidéos au ralenti et de haute qualité lors de spectacles ou de compétitions. Fréquentes sont les situations où nous admirons la beauté de ce mouvement, avant même la performance sportive ou artistique en elles-mêmes. Cet accent posé sur les dimensions spectaculaires de la motricité humaine laisse dans l'ombre les dimensions sociales du mouvement volontaire qui consistent d'une part à nous véhiculer et d'autre part à réaliser de nombreuses tâches professionnelles.

Pourtant, comme l'illustrent les propos de Malchaire, le mouvement revêt une fonction centrale dans le milieu professionnel.

"Les mains et les membres supérieurs dans leur ensemble sont de loin les outils les plus essentiels de l'être humain. Leur fantastique structure leur permet l'exécution aussi bien de tâches de précision, que de tâches de force, de mouvements lents et minutieux que de mouvements rapides"
(Malchaire et al., 1998, p. 3).

Cependant, à l'inverse de la motricité de loisir ou sportive qui répond à des règles d'entraînement et d'exécution précises, la motricité industrielle s'impose à l'homme plutôt que l'inverse. C'est ce que Michel Gendrier (1996) appelle *le syndrome de nos deux corps* (cf. figure 2) avec d'un côté un corps qui pratique des activités sportives, qui est entraîné et soigné, c'est le corps qui pense et de l'autre côté, un corps qui travaille, dont le degré de fatigue n'est jamais mesuré et qui doit s'adapter aux contraintes dictées par la production sans qu'aucune considération ne lui soit accordée. Si nous octroyons une attention particulière au corps qui pense en mesurant tous ses déplacements, ses attitudes et en lui consacrant des dépenses parfois importantes afin de le mettre en valeur, le *corps-travail* qui vieillit, qui produit, qui est accidenté et qui est l'Économie Nationale se trouve négligé. Il est donc peut-être temps de reconnaître au *corps-travail* une importance tout aussi prononcée qu'au *corps-loisir*.



Figure 2. *Illustration du syndrome de nos deux corps : à gauche le corps qui pense, à droite, le corps qui travaille.*

2. Les troubles musculo-squelettiques : problème majeur en santé au travail

2.1. Ampleur de la problématique

L'ampleur de la problématique des TMS peut tout d'abord s'apprécier au regard des données qui comptabilisent le nombre de Maladies Professionnelles (MP) reconnues en Europe et en France. Malgré la diversité des moyens de reconnaissance des TMS au sein des différents pays européens, ce type d'affection représente la moitié des MP ce qui en fait la première cause de MP en Europe (European Agency for Safety and Health at Work, 2008). Comme l'illustre la figure 3, en 2011, 85% des maladies professionnelles reconnues en France l'étaient au titre de cinq tableaux consacrés aux TMS, leur nombre augmentant de près de 10% par rapport à l'année précédente.

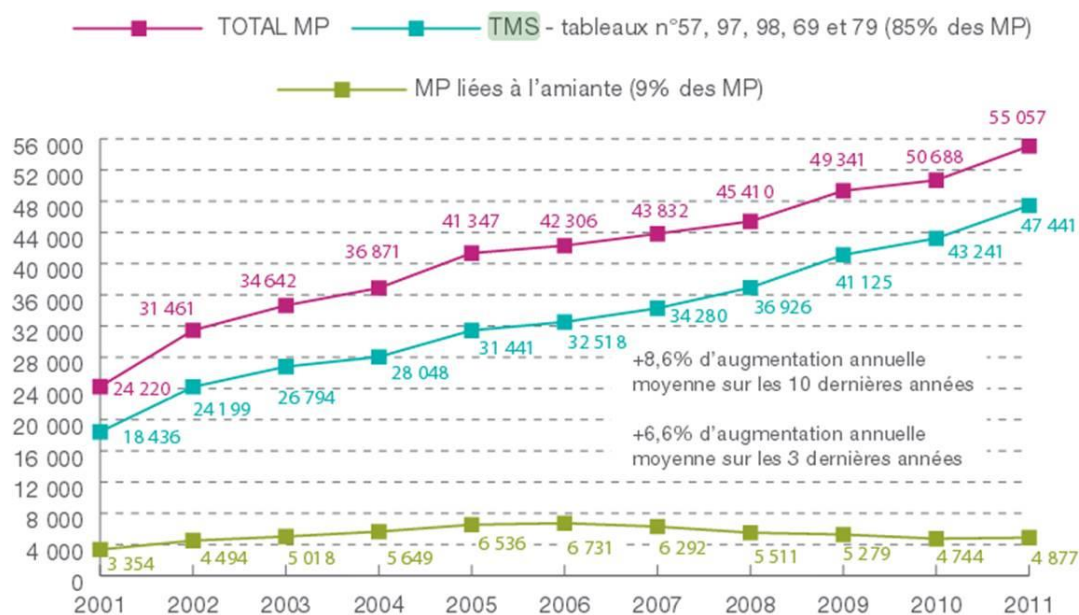


Figure 3. Évolution du nombre de maladies professionnelles reconnues en France au cours de la dernière décennie (jusqu'en 2011). Avec 85% de l'ensemble des maladies professionnelles en 2011, les troubles musculo-squelettiques (TMS) se distinguent par une augmentation constante depuis 2001 et qui atteint 10% entre 2010 et 2011. Issu de CNAM-TS (2011).

Toutefois, Buchmann (2013) souligne le fait que ces chiffres sont peut-être l'arbre qui cache la forêt. En effet, ils ne dévoilent pas le processus qui conduit à la déclaration de maladies professionnelles. Cette déclaration est le résultat de l'apparition des premières gênes, de l'augmentation des douleurs jusqu'à ce qu'elles deviennent trop handicapantes pour travailler, des arrêts de travaux parfois nombreux et enfin de l'échec d'un retour sur le poste qui généralement, et finalement, s'accompagne de la reconnaissance administrative de la maladie. De plus, ces chiffres ne révèlent pas l'ampleur de la sous-déclaration ou encore les non-déclarations des salariés présentant un TMS qui n'entre pas dans le cadre des tableaux de la CNAM-TS (Buchmann, 2013). Il existe en effet un nombre considérable de salariés concernés par un TMS qui pourrait correspondre à une MP mais n'engageant pas la procédure administrative de déclaration.

Etant donné les perturbations économiques et sociales associées à la problématique des TMS, les entreprises sont généralement sensibles à l'évaluation de ce que coûtent effectivement ces affections développées en leur sein. À titre d'exemple, les cas de TMS constatés en 2010 ont engendré la perte de 9,7 millions de journées de travail et coûté 930 millions d'euros couverts par les cotisations des entreprises pour les actifs du régime général (Ministère du travail, de l'emploi et de la santé, 2011). Si les coûts directs associés notamment à la refacturation AT/MP (Accident du Travail/Maladies Professionnelles), au versement de rentes d'incapacités, aux coûts de remplacement, au temps de gestion des dossiers sont les plus couramment identifiés, il faut ajouter de nombreux coûts dit « indirects ». Parmi ces derniers, nous pouvons citer l'effet des TMS sur l'absentéisme, la baisse de productivité ou encore le niveau de performance « qualité » atteint par la production. D'autres coûts indirects, plus difficilement identifiables et quantifiables ont été énoncés par Douillet (2005). Ces derniers concernent par exemple les conditions de compétitivité de l'entreprise (*e.g.* réactivité, flexibilité, qualité des produits et services, etc.), l'attention portée au capital humain (*e.g.* attractivité de l'emploi, climat social, etc.) ou encore des éléments éthiques (équité interne, responsabilité sociale). Le risque de TMS est donc associé à des conséquences importantes tant sur le plan humain en dégradant la qualité de vie des individus que sur le plan socio-économique en perturbant les organisations et en réduisant la compétitivité de l'entreprise. Comme le précise Coutarel (2004), « *Les chiffres semblent attester du fait que les efforts réalisés dans les entreprises pour lutter contre les TMS sont encore insuffisants, et il convient de tenter d'en analyser les principales raisons* ». Une des hypothèses explicatives à cette problématique porte selon nous sur le caractère réducteur des modèles de compréhension des TMS, modèles sur lesquels reposent les méthodes de prévention. L'objectif du paragraphe suivant sera de décrire l'évolution de ces modèles et de mettre en évidence leurs potentielles limites.

2.2. Les fondements de la prévention des TMS

2.2.1. La démarche ergonomique : une référence pour la prévention

L'ergonomie, telle qu'elle est définie par l'*International Ergonomics Association* (IAE), représente l'étude des interactions entre l'Homme et les autres éléments du système dans lequel il évolue. Dans le secteur professionnel, l'ergonomie fait référence à l'interaction entre les Hommes et les différents éléments constituant l'environnement de travail. L'objectif central de l'ergonomie est d'adapter le travail à l'homme (Hoe et al. 2012). L'ergonomie de conception peut être distinguée de l'ergonomie de formation. La première s'intéresse à l'équipement manipulé par le travailleur (*e.g.* outils, clavier d'ordinateur, éléments d'un produit...), la situation de travail (le poste de travail, l'écran, la lumière, la chaise) et l'organisation du travail (répartition et durée des pauses, le rythme de travail, les rotations de poste...). L'ergonomie de formation, quant à elle, cherche à donner les moyens de savoir identifier les facteurs de risque de TMS, de travailler de manière adaptée, de sélectionner l'équipement approprié ou encore d'ajuster correctement le poste de travail. Les interventions ergonomiques de conception et de formation ont largement été encouragées dans le cadre de la prévention des TMS (Bernard et al., 1997).

Comme l'illustre la figure 4, la démarche ergonomique de prévention des TMS proposée par l'INRS (Aptel et al., 2008), repose sur trois étapes fondamentales, à savoir (i) mobiliser, (ii) investiguer et (iii) maîtriser. La première étape nécessite d'informer, de dialoguer avec les différents acteurs de l'entreprise afin d'assurer leur participation. La seconde étape vise à produire des connaissances sur la santé de l'entreprise et des salariés, à identifier les situations sollicitantes, à objectiver les origines de ces sollicitations et enfin à objectiver la gestuelle par une analyse des facteurs biomécaniques. Enfin, l'étape finale consiste à transformer les situations de travail en agissant sur les déterminants susceptibles d'être à l'origine des TMS.



Figure 4. Les différentes étapes de la démarche ergonomique de prévention des TMS. Issu de Aptel et al., (2008).

Comme le rappelle Coutarel (2004), la conduite de projet en ergonomie repose sur certaines caractéristiques telles que la globalité de l'action, qui renvoie à l'approche holistique du travailleur et de la pathologie, et le maintien de la cohérence des différents enjeux de la transformation des situations de travail avec un regard associant fortement santé et productivité. L'action ergonomique basée sur les facteurs physiques et biomécaniques, telle qu'elle est présentée ici dans ses grandes lignes, permet de réduire notablement le risque de survenue de TMS (Buckle & Devereux, 2002; Punnett et al., 2000). En effet, la diminution des facteurs d'amplitude articulaire, de répétitivité des gestes ou encore de durée d'exposition contribue à en réduire l'incidence et/ou la gravité (Piette et al., 2001). L'intérêt et l'efficacité de l'action ergonomique dans la démarche de prévention des TMS ne sont donc pas remis en cause.

Sur la base des propos de Forde et al. (2002), Aptel & Gaudiez (2003) assimilent l'échec relatif de la prévention des TMS à un défaut de connaissances relatives aux mécanismes physiopathologiques sous-jacents. La construction des démarches de prévention doit donc prendre en compte la dynamique de développement de ces pathologies. Les méthodes de prévention se sont appuyées sur différents modèles de compréhension dont on constate qu'ils

ont évolué dans le temps en direction d'une vision de plus en plus intégratrice vis-à-vis du fonctionnement de la machinerie humaine. La section suivante s'attachera à décrire et à commenter cette évolution.

2.2.2. Évolution des modèles de compréhension des TMS

2.2.2.1. Les modèles d'hyper-sollicitation

Les premiers modèles de compréhension relatifs au développement des TMS ont vu le jour dans les années 1980. Le premier modèle, qualifié de « Biomécanique » a été développé sur la base de l'observation des situations de travail. Ce modèle met directement en relation le risque de TMS et la contrainte biomécanique observable c'est-à-dire : l'intensité des efforts, la fréquence gestuelle ou encore les amplitudes articulaires associées à une situation de travail. L'intensité de la contrainte biomécanique à l'origine du risque de TMS s'exprime alors selon une relation dose/effet.

$$\mathbf{Risque\ TMS = Force \times Répétitivité \times Posture}$$

N'incluant pas de caractéristique individuelle, ce modèle biomécanique initial paraît tout à fait réducteur. En effet, l'observation des conditions de développement des TMS fait apparaître une sensibilité à certains facteurs comme le genre ou l'âge, la présence ou non d'autres pathologies ou encore de la manière de travailler dépendante de l'expérience des individus. Le modèle initial a donc logiquement évolué comme le montre la figure 5, en intégrant certaines caractéristiques propres aux salariés.

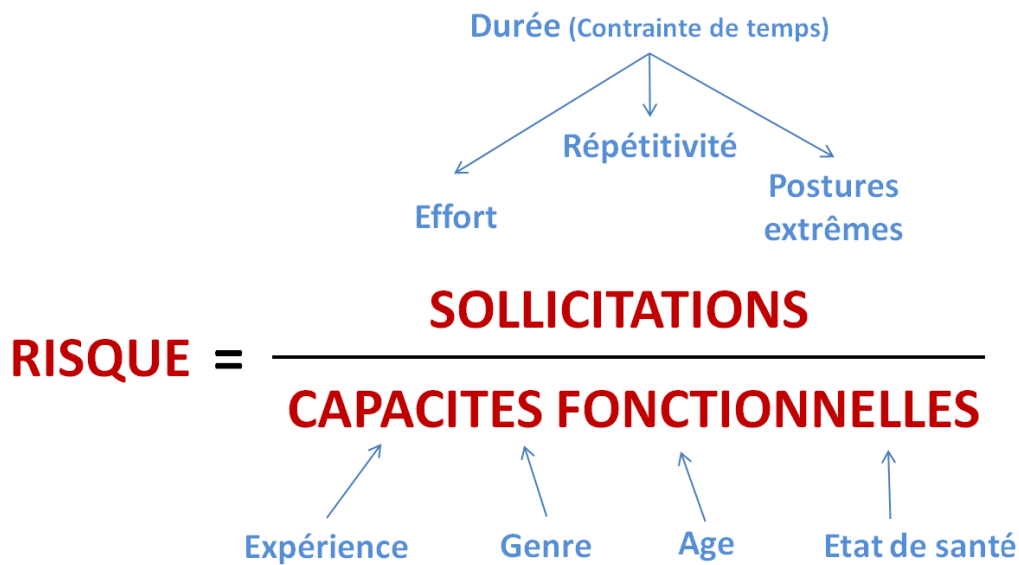


Figure 5. Représentation du modèle biomécanique après intégration des facteurs liés aux capacités fonctionnelles des individus.

Ce modèle qui définit l'hyper-sollicitation biomécanique comme l'élément déclencheur des TMS a évolué en intégrant une dimension psychologique et sociale pour donner naissance à un modèle psychobiologique. Dès le début des années 1990, différents travaux ont mis en évidence l'impact du stress sur le risque de développement des TMS (Bongers et al., 1993; Moon & Sauter, 1996). Le modèle proposé par Aptel & Cnockaert (2002) illustre bien l'impact qu'aurait le système nerveux central et végétatif sur la sensibilisation du système musculo-squelettique vis-à-vis des facteurs biomécaniques (*cf.* figure 6). La principale limite de ce modèle est le lien de causalité qui existe entre le stress et la charge musculo-squelettique. Il s'avère en effet que le risque de TMS est quasi-exclusivement dépendant du stress, autrement dit lorsque l'on élimine le stress, le risque de TMS disparaît. Pris de manière isolée, ce modèle nous paraît donc également réducteur étant donné le peu de considération attribuée à la charge musculo-squelettique en lien avec les caractéristiques de l'activité de travail.

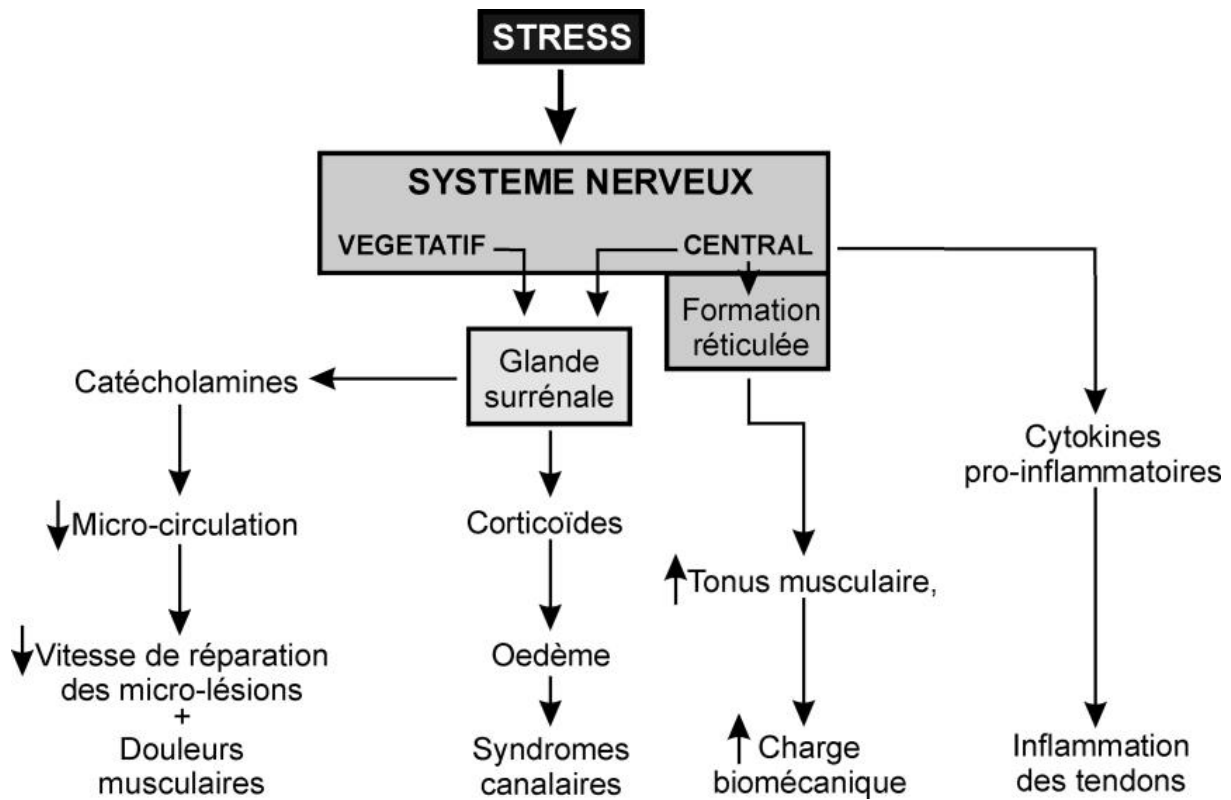


Figure 6. Relations entre le Stress et les TMS des membres supérieurs.
D'après Aptel & Cnockaert (2002).

Les différents modèles présentés jusqu'ici apportent une vision dissociée du risque de TMS partagée entre des variables psychologiques et sociales d'un côté et des contraintes biomécaniques de l'autre. De plus, qu'il s'agisse du modèle biomécanique ou psychobiologique, les deux approches prônent que l'hyper-sollicitation du système musculo-squelettique ou nerveux (central et végétatif) serait en définitive l'élément déclencheur du mécanisme physiopathologique. Ces modèles sont cependant opérationnels en ce sens qu'ils permettent de quantifier le risque de TMS, toutefois cette quantification correspond à certaines conditions de travail particulières associées à une contrainte biomécanique visiblement excessive (*i.e.* des mouvements de grandes amplitudes réalisés de manière répétitive et nécessitant un effort important) telle que l'illustre la figure 7. Conformément aux modèles explicatifs, ces situations de travail seront d'autant plus pathogènes que le niveau de stress

résultant de la pression temporelle, de la complexité de la tâche, du niveau d'exigence, du soutien social ou encore de la marge de manœuvre, sera élevé.



Figure 7. *Exemple d'une situation de travail associée à des contraintes excessives dans un abattoir.*

Néanmoins, les TMS ne se développent pas uniquement dans les conditions décrites plus haut. Leur développement provient parfois de situations qui peuvent être associées à de faibles contraintes d'ordre psychologique ou biomécanique.

La modification des conditions de travail, générée par l'évolution des technologies et des stratégies sur lesquelles repose la production industrielle, se traduit par l'émergence de nouvelles contraintes physiques et psychologiques. Difficilement automatisables, les tâches ayant une précision requise élevée sont de plus en plus fréquentes. Ces situations, dont certaines apparaissent en exemple dans la figure 8, se caractérisent généralement par une force requise modérée, l'absence de notion de répétitivité en tant que telle, et des amplitudes articulaires réduites (situées dans les zones dites de confort), le travail qui leur est associé est donc qualifié

de « faible intensité ». D'autres contraintes, plus difficilement observables telles que : le coût cognitif souvent important, les contractions statiques prolongées malgré une amplitude articulaire située dans les amplitudes de confort, les phénomènes de cocontraction nécessaires à la stabilisation des articulations mais ne créant pas de mouvement, sont associées à ce type de tâche.



Figure 8. *Illustration de différentes situations de travail associées à une faible contrainte biomécanique visible (effort, amplitude articulaire, répétitivité). La réalisation de ces tâches professionnelles nécessite malgré tout une contraction musculaire d'intensité modérée continue notamment dans le but de maintenir la posture, de stabiliser l'articulation proximale (i.e. épaule), d'assurer le niveau de précision requis, etc. Cette contraction musculaire d'intensité modérée est classiquement appelée « travail de faible intensité ».*

Face à ces différents constats, comment peut-on expliquer le développement de TMS dans ces situations de travail qui, loin d'être qualifiées d'hyper-sollicitantes, se caractérisent au contraire par une intensité modérée voire faible ?

2.2.2.2. *Les modèles intégratifs*

L'existence de ces « nouvelles formes » de TMS qui ne répondent pas aux modèles classiques d'hyper-sollicitation remet en question l'importance du lien entre le développement de ces pathologies et certains paramètres observables du travail (Aptel & Vézina, 2008). Les modèles de compréhension du risque de TMS ont donc dû évoluer pour appréhender un niveau de complexité supérieur. C'est dans ce contexte, et plus particulièrement pour expliquer le développement des myalgies chroniques associées aux situations de travail à faible intensité, que Johansson et son équipe ont présenté en 2003 un modèle innovant d'exposition aux TMS. Ce modèle, qui s'appuie sur des données neurophysiologiques, met en avant la responsabilité périphérique des myalgies (*i.e.* douleurs musculaires) chroniques dans l'instauration des TMS. Autrement dit, contrairement aux modèles précédents pour lesquels la cause du TMS résultait d'un facteur externe (contraintes biomécaniques et psychologiques), ce modèle associe une cause centrale au mécanisme physiopathologique, attribuant aux modifications intramusculaires une responsabilité directe dans l'émergence des TMS.

S'il est aisé de comprendre le lien entre hyper-sollicitation et TMS, il ne semble pas exister de lien aussi logique entre le travail de faible intensité et ces pathologies professionnelles. Les connaissances neurophysiologiques relatives au fonctionnement sensorimoteur apportent néanmoins de nouvelles perspectives. C'est notamment le cas d'un phénomène particulier qui se manifeste lors d'un travail de faible intensité, par une sollicitation constante d'un type spécifique de matériel musculaire.

Conformément au principe d'Henneman, encore appelé *principe de taille*, le recrutement des fibres musculaires dépend de la fréquence de stimulation de la commande centrale. Le

recrutement des unités motrices s'exécute alors en fonction de la taille de celles-ci, de la plus petite à la plus grande. En pratique, ce sont les fibres lentes (type I ou S), résistantes à la fatigue et développant peu de force qui sont recrutées en premier. Viennent ensuite les fibres rapides de plus gros diamètre de type IIa (ou FR) puis IIx (ou FF) plus fatigables et développant davantage de force. Ce principe, permet au système Nerveux Central (SNC) de graduer le niveau de force développé par le système musculaire (Henneman et al., 1965; Yemm, 1977) dont il résulte la sollicitation constante de certaines fibres lentes malgré un niveau de force requis très faible. C'est l'utilisation en continu de ce matériel musculaire particulier, c'est-à-dire dès le début du travail et jusqu'à sa fin, qui a donné lieu à l'émergence de l'hypothèse des « fibres de Cendrillon », la première levée et la dernière couchée. Ce mécanisme permet de comprendre l'apparition et la nature des dommages musculaires engendrés par le travail de faible intensité.

Dans le cas précis de l'épaule, Visser & van Dieën (2006) rapportent qu'un certain nombre d'études, portant sur des tâches motrices variées, confirment la présence du recrutement de plusieurs unités motrices en continu au sein du trapèze supérieur (Kadefors et al., 1999; Westgaard & de Luca, 1999; Zennaro et al., 2003) ainsi que dans les muscles extenseurs des doigts (Forsman et al., 2002). Ce recrutement de certaines unités motrices en continu lors des tâches de faible intensité représente l'élément central du mécanisme physiopathologique selon le modèle de Bruxelles. En effet, ce phénomène est potentiellement associé à différents mécanismes à l'origine du développement et de la chronicisation des myalgies.

Tout d'abord, l'utilisation continue de fibres musculaires lentes qui entraîne un effet néfaste sur l'ensemble du système du fait de l'altération de la microcirculation sanguine intramusculaire. Si le faible niveau d'activité est associé à une pression intramusculaire globale relativement basse et donc à une circulation sanguine peu restreinte, le recrutement en continu de certaines unités motrices dans ce même muscle peut en revanche entraîner une ischémie

localisée du fait de l'augmentation du diamètre des myocytes lors de leur contraction (Sjøgaard et al., 1986). La diminution de la circulation sanguine qui en résulte, localisée au sein du muscle, conduit à l'accumulation intramusculaire d'un certain nombre de substances chimiques, toutes pouvant être qualifiées de sous-produits de la contraction (*i.e.* leur concentration augmente avec l'exercice musculaire) aux capacités pro-inflammatoires. Parmi ces substances, nous pouvons citer la bradykinine (Kaufman et al., 1983; Mense & Schmidt, 1974; Mense, 1977), l'acide arachidonique et la prostaglandine E (Mense, 1981; Rotto & Kaufman, 1988), le potassium (Kniffki et al., 1978; Rybicki et al., 1985) et, bien évidemment l'acide lactique (Rotto & Kaufman, 1988; Sinoway et al., 1993; Thimm & Baum, 1987). C'est l'accumulation de ces substances, associée au travail de faible intensité, qui va conduire à l'activation d'une population spécialisée de récepteurs nerveux, les nocicepteurs, chargés de transmettre le signal douloureux de la périphérie (*i.e.* du muscle) jusqu'au SNC.

La douleur est le premier signe d'apparition d'un TMS (Aptel & Vézina, 2008), elle est même souvent le seul signe des TMS dont la symptomatologie est généralement assez pauvre (Aptel et al., 2011). La sensation douloureuse est le fruit de l'intégration de signaux nerveux originaires des populations de nocicepteurs. Ces récepteurs spécifiques sont les terminaisons libres des fibres afférentes de type III et IV. Les corps cellulaires de ces afférences sont situés dans la corne dorsale de la moelle épinière et le « trigeminal ganglia ». Les nocicepteurs sont les moins différenciés des récepteurs sensoriels. A la différence des autres, les nocicepteurs ne possèdent pas de structure périphérique capable de filtrer puis transmettre les stimuli périphériques. Chez l'homme, la douleur est transmise via différentes classes de fibres afférentes. Les nocicepteurs sensibles aux modulations thermiques et mécaniques sont de faible diamètre. Les fibres afférentes A δ , très peu myélinisées transmettent l'information de 4-30m.s⁻¹. La mise en jeu de ces afférences est associée à une impression de douleur aiguë. Autre classe, celle des nocicepteurs polymodaux activés par des stimuli de grandes intensités d'origine

mécanique, chimique et thermique. Ces fibres amyélinisées appelées fibres C convoient l'information de $0.5-2\text{m.s}^{-1}$.

Les nocicepteurs ne sont donc pas sensibles uniquement à des facteurs chimiques mais également à des facteurs mécaniques de transmission de la force musculaire. Comme décrit précédemment, seule une partie des UMs est recrutée lors d'une contraction statique de faible intensité. Ce recrutement partiel provoque des mouvements relatifs de certaines fibres par rapport aux fibres voisines dont il résulte des contraintes mécaniques, sous forme de forces de cisaillement, sur les tissus connectant les fibres entre-elles (*cf.* figure 9).

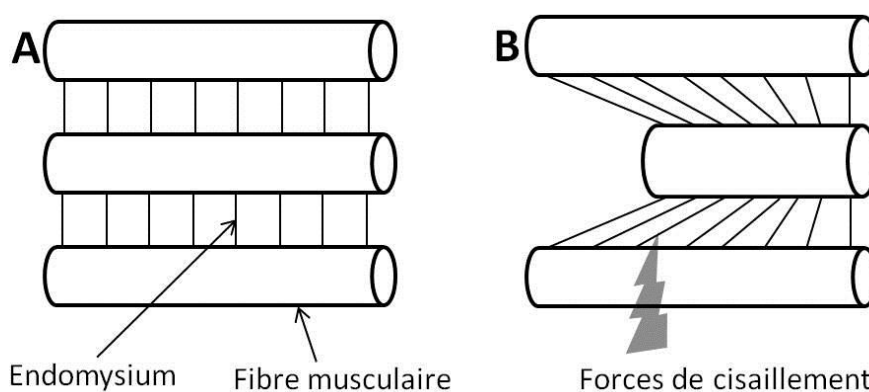


Figure 9. Illustration des forces de cisaillement émanant de la contraction d'une partie d'un muscle. **A:** Les fibres musculaires ont une longueur identique donc aucune force de cisaillement n'est appliquée à l'endomysium qui connecte les fibres entre-elles. **B:** Raccourcissement de la fibre musculaire centrale (par contraction) par rapport aux fibres voisines qui génère des forces de cisaillement sur l'endomysium.

Ces forces de cisaillement peuvent également être le résultat de mouvements ou de changements de longueur relatifs entre les groupes de fibres musculaires ou encore entre les muscles voisins. Certains auteurs ont suggéré qu'une contraction statique de faible intensité peut entraîner des forces de cisaillement plus importantes qu'une contraction dynamique de grande intensité (Vøllestad & Røe, 2003). Lors de la contraction statique de faible intensité le

recrutement d'une partie des UMs crée des forces de cisaillement de nature oscillante avec les fibres musculaires des UMs voisines. Ces contraintes mécaniques ont pour effet de majorer la stimulation des nocicepteurs situés entre les fibres musculaires, stimulation qui risque d'augmenter avec la durée de travail durant laquelle l'amplitude des oscillations devient de plus en plus importante (Visser & van Dieën, 2006). Finalement, lors d'un travail de faible intensité, la stimulation de ces récepteurs est responsable d'un double phénomène de sensibilisation périphérique. Cela se traduit à la fois par une diminution du seuil d'activation des nocicepteurs et une augmentation de leur fréquence de décharge en réponse à un stimulus donné (Visser & van Dieën, 2006). Les contraintes à l'origine de la stimulation des nocicepteurs s'avèrent donc être le résultat de mécanismes extrêmement fins, observés à une échelle microscopique, et donc très loin des phénomènes d'hyper-sollicitations associés à des mouvements répétés et nécessitant des amplitudes extrêmes et/ou une force importante. La figure 10 résume le lien direct qui existe entre travail de faible intensité et développement des myalgies chroniques.

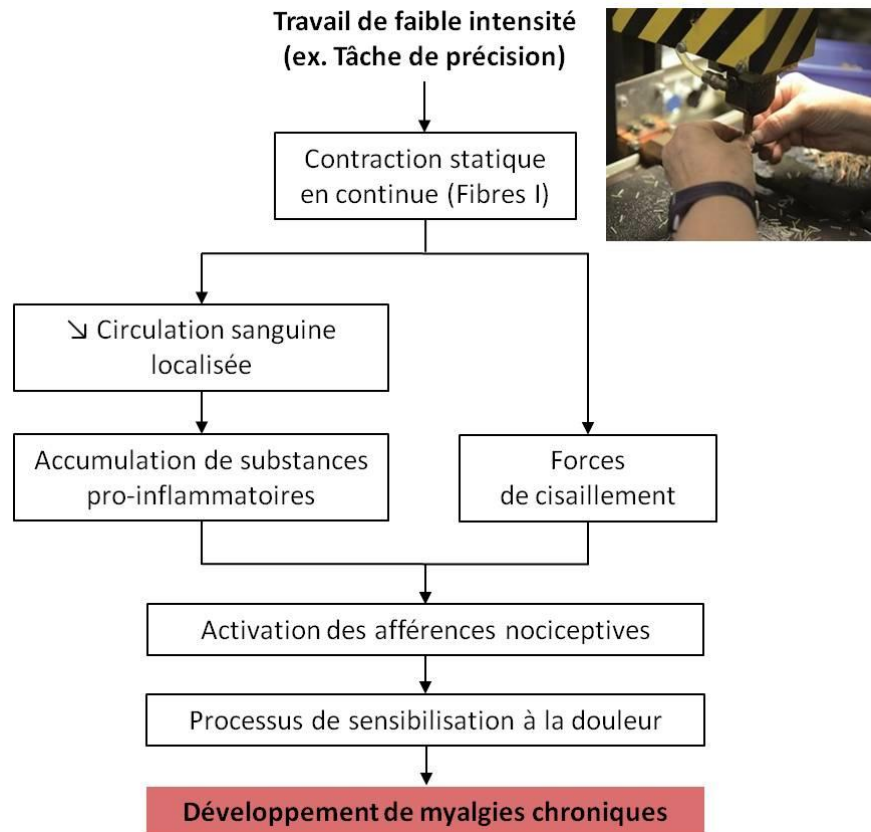


Figure 10. Les différents mécanismes en jeu dans le développement des myalgies chroniques.

Le principal intérêt du travail de Johansson et al., (2003) est qu'il met en avant l'existence de **cercles vicieux** liant la douleur et le niveau d'activité musculaire (*cf.* figure 11). Ce phénomène expliquerait à la fois l'aggravation et l'auto-entretien constatés des mécanismes pathogènes dans le cadre des TMS. Le premier cercle vicieux repose sur le fait que l'augmentation de la substance P dans la moelle épinière consécutive à l'activation des nocicepteurs entraîne une augmentation de l'activité du système sympathique, elle-même associée à une diminution de la circulation sanguine intramusculaire et à une augmentation de l'activité musculaire. Le second cercle vicieux repose sur le fait qu'une activation des afférences nociceptives est associée à une diminution de contrôle des mouvements fins distaux. Plusieurs études comportementales ont en effet révélé l'effet négatif de la fatigue musculaire

sur la proprioception (Björklund et al., 2000; Forestier et al., 2002; Pedersen et al., 1999). Les résultats de ces travaux ont permis de démontrer que la mise en jeu des afférences de petit diamètre modifiait le gain de la boucle gamma induisant en quelque sorte un bruit dans les commandes sensorimotrices et donc une perte de la qualité du contrôle proprioceptif (Nicholas Forestier et al., 2002). Il a été démontré que la précision terminale requise pour une tâche donnée augmente le niveau de cocontraction (*i.e.* la contraction simultanée d'un couple musculaire agoniste-antagoniste) (Gribble et al., 2003; Selen et al. 2006), de plus, une augmentation volontaire du niveau de cocontraction permet une amélioration de la précision terminale (Osu et al., 2004). Ainsi, dans le cas de nombreuses tâches industrielles pour lesquelles une certaine précision est de mise, la diminution du contrôle proprioceptif associée au développement de la fatigue musculaire, s'accompagne d'une augmentation du niveau de cocontraction péri-articulaire afin de maintenir le niveau de précision requis mais qui aggrave le niveau de fatigue initial. Le développement et l'auto-entretien des cercles vicieux représentent donc un facteur de risque qui aggrave le développement des myalgies chroniques et qui implique une persistance des mécanismes physiopathologiques malgré la réduction ou la suppression des facteurs de risques initiaux associés à l'activité professionnelle. Finalement, le modèle de Bruxelles apporte des éléments scientifiques tirés du champ de la neurophysiologie qui permettent d'appréhender la façon dont certaines pathologies professionnelles apparaissent malgré l'absence visible de facteurs de risques d'hyper-sollicitation.

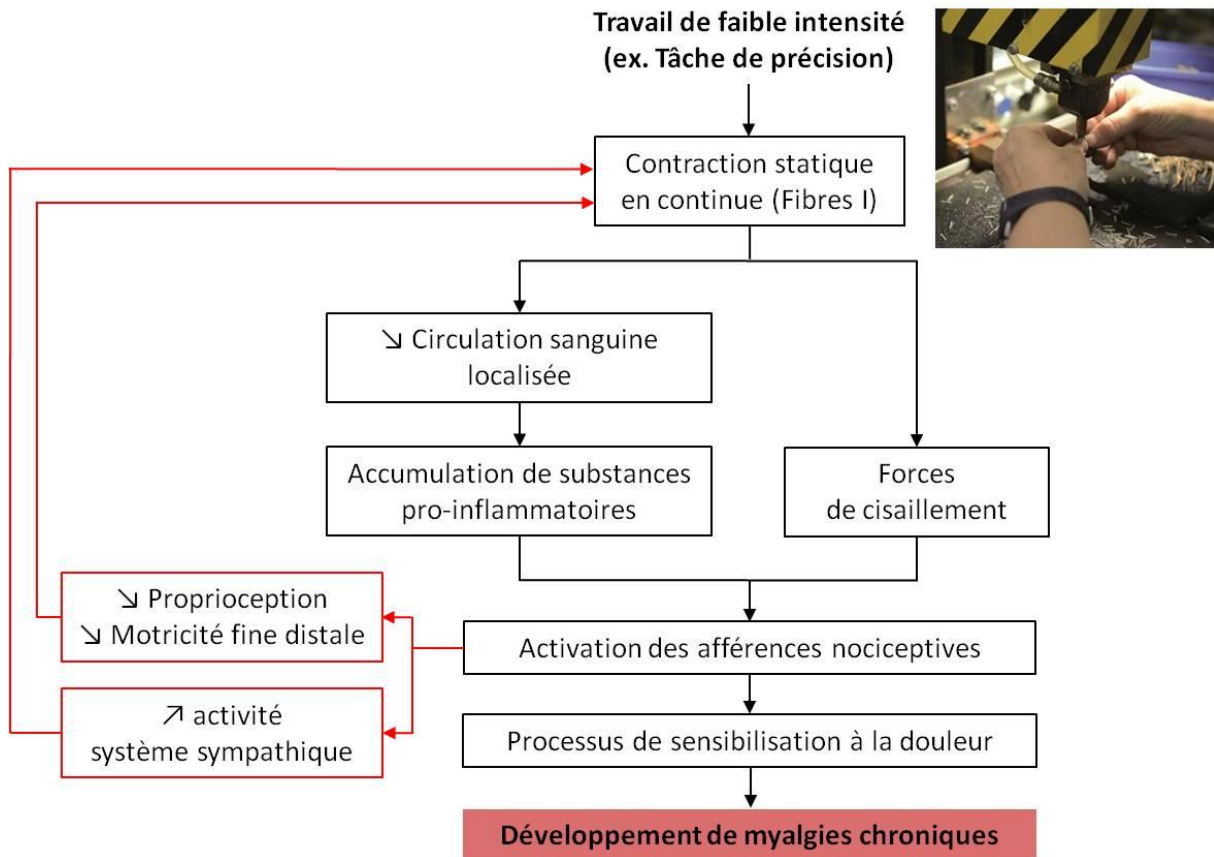


Figure 11. Illustration des cercles vicieux décrits dans le modèle de Bruxelles.

2.2.3. Une rupture entre la démarche ergonomique et l'évolution des modèles de compréhension des TMS

Appliquée concrètement en entreprise, l'analyse de la situation de travail tient une place centrale dans la démarche de prévention des TMS afin d'identifier les facteurs de risques inhérents à la tâche. Les préventeurs disposent pour cela de diverses méthodologies capables d'estimer les sollicitations biomécaniques *i.e.* la charge musculo-squelettique associée à toutes tâches industrielles. En accord avec les modèles d'hyper-sollicitation, ces méthodes utilisent des outils d'évaluation des paramètres d'intensité, de fréquence et de durée des composantes

motrices. L'observation des situations de travail au moyen d'équipement vidéo, leur codage⁵ et la quantification de la charge musculo-squelettique représentent une méthodologie largement usitée dans le monde industriel. Parmi les méthodes les plus couramment utilisées, nous pouvons citer le Rapid Upper Limb Assessment (RULA) (McAtamney & Corlett, 1993), l'Outil de Repérage et d'Évaluation des Gestes (OREGE) (Aptel et al., 2000) ou encore Occupational Repetitive Action (OCRA) (Colombini, 1998; Occhipinti, 1998).

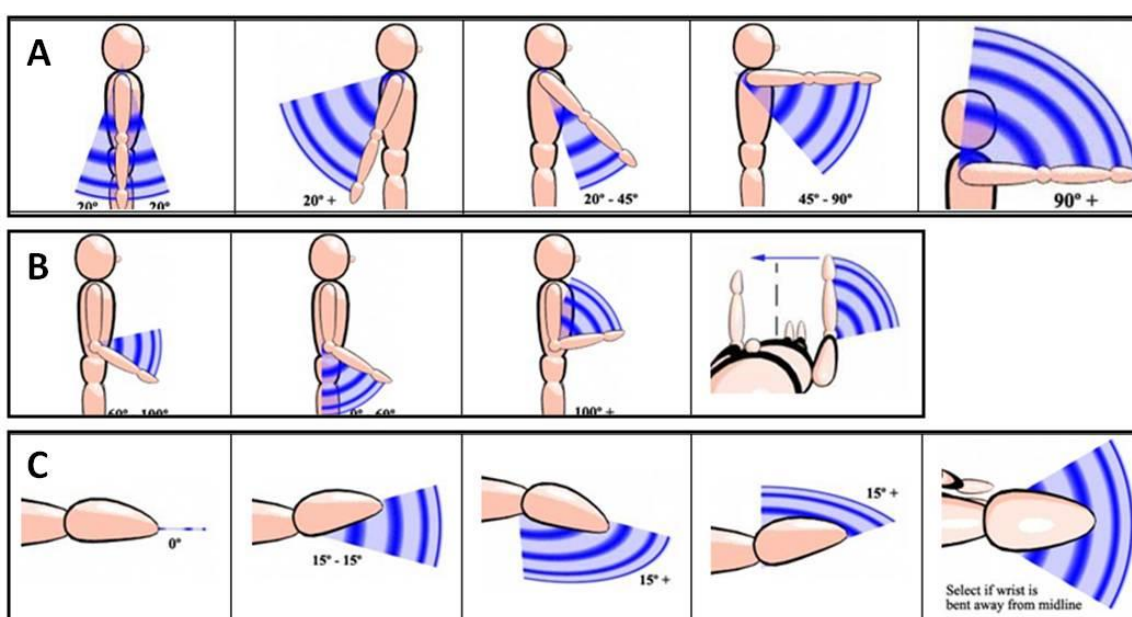


Figure 12. Exemple de caractérisation des amplitudes articulaires à l'aide du Rapid Upper Limb Assessment (RULA) (McAtamney & Corlett 1993).

Toutefois, la simple observation du geste, comme principal outil d'évaluation des risques de TMS, est discutable et ce pour deux raisons principales. Premièrement, les régulations neuromusculaires évoquées dans le chapitre précédent, qui modulent la charge musculo-squelettique, ne sont pas considérées. Deuxièmement, les méthodes qui s'inscrivent dans les

⁵ Le codage consiste à découper la tâche motrice en séquence particulière afin de déterminer les paramètres concernés

modèles d'hyper-sollicitation s'affranchissent de la complexité de la motricité humaine. À l'image d'un iceberg dont seule une petite partie émerge de l'eau, les modèles d'hyper-sollicitation considèrent uniquement la partie visible du mouvement (*e.g.* son amplitude et sa fréquence). Il existe pourtant une vision plus complète de la motricité humaine dans laquelle le mouvement apparaît comme le fruit d'un ensemble d'interactions sensori-motrices qui implique à la fois des structures centrales et des structures périphériques (*cf.* figure 13).

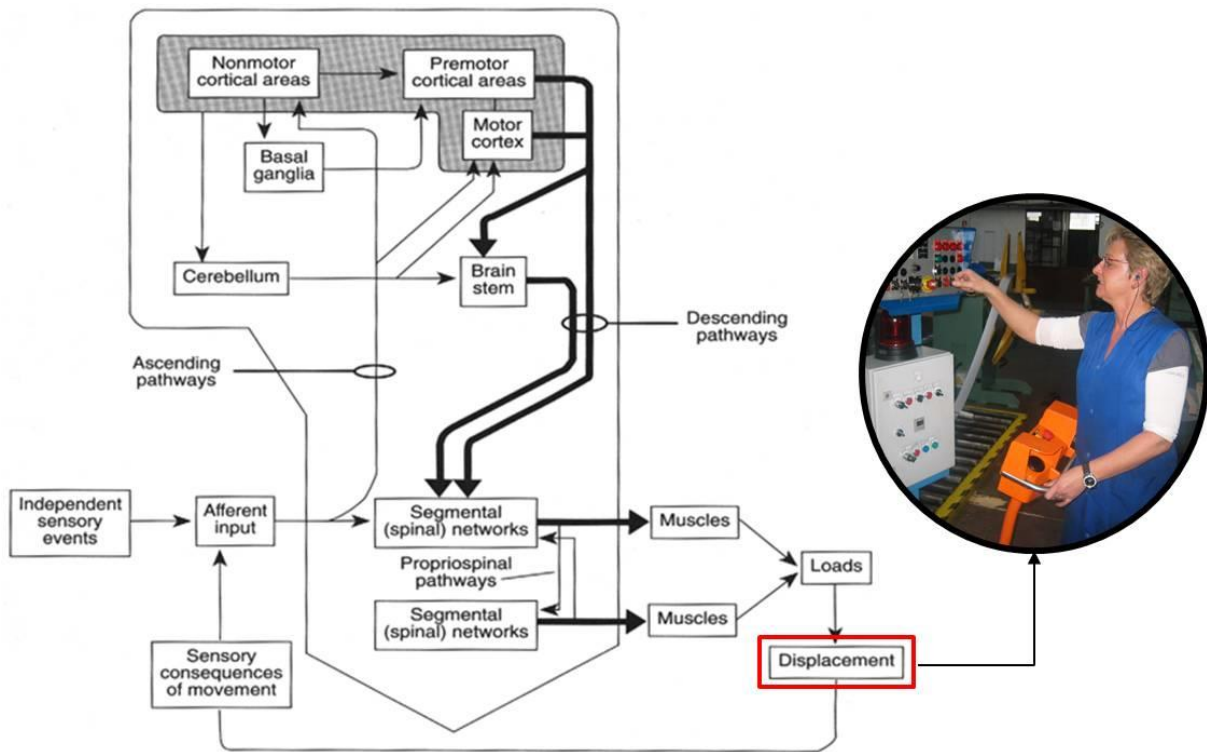


Figure 13. *Illustration des interactions sensorimotrices et des structures impliquées dans le contrôle des mouvements. Le déplacement des segments osseux (displacement) représente la part visible de la charge musculo-squelettique sur laquelle reposent les modèles d'hyper-sollicitation. La tâche professionnelle est pourtant le fruit d'une préparation et d'un contrôle complexe réalisés en amont du mouvement lui-même.*

3. Le mouvement : un objet complexe

Comme illustré dans la figure 14, le mouvement volontaire ne se résume pas uniquement à l'acte moteur en tant que tel mais doit être considéré comme un processus composé d'une succession d'étapes. Ainsi, avant la mise en jeu du système opérationnel, le système musculaire, dont le recrutement permet la stabilisation ou le mouvement des segments osseux), le système nerveux central cherche des solutions (planification), élabore des réponses (programmation) puis les met en œuvre (exécution).

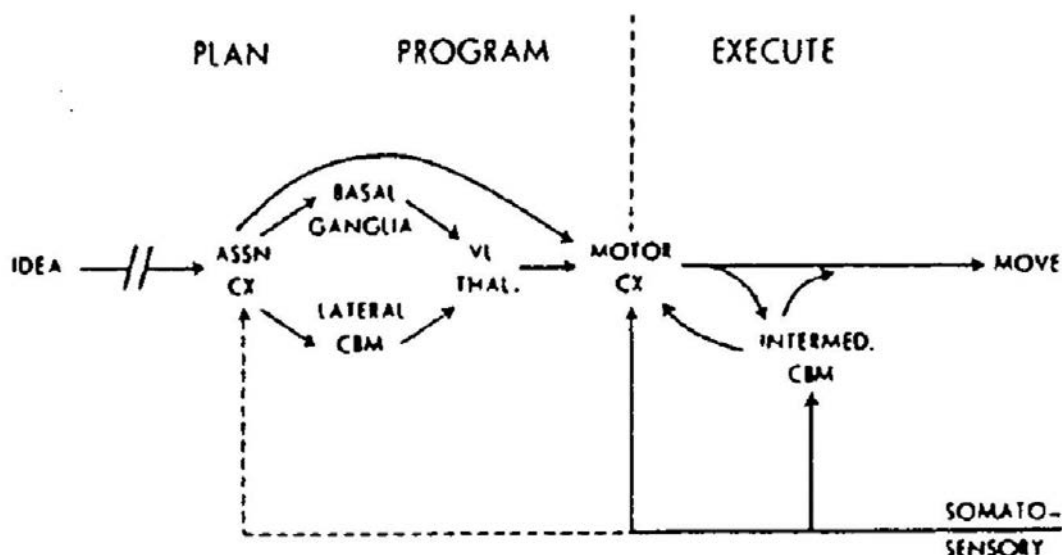


Figure 14. Représentation des différentes étapes de traitement de l'information (Plan : planification, Program : programmation, Execute : exécution) associées à la production et au contrôle d'un mouvement volontaire ainsi que les principales structures cérébrales impliquées (assn cx : cortex associatif, basal ganglia : ganglions de la base, lateral cbm : cervelet latéral, vl thal : thalamus ventro-latéral, motor cx : cortex moteur (aire 4), intermed cbm : cervelet intermédiaire). Issu de Allen & Tsukahara (1974).

3.1.La genèse du mouvement

L'observation des opérateurs sur lignes d'assemblage est marquante notamment au regard de la répétitivité et de la faible variabilité des mouvements effectués. Le fait que l'exécution de ces mouvements, malgré leur caractère manifestement automatisé, nécessite un traitement complexe d'un ensemble d'informations au sein du SNC est admis dans le cadre des théories cognitives. Deux niveaux de traitement précèdent l'exécution d'un mouvement : celui de la planification et celui de la programmation. La planification consiste à fixer les caractéristiques spatio-temporelles principales du mouvement à produire. La définition des objectifs se base d'une part sur la confrontation des informations significatives de l'environnement identifiées par l'individu avec celles stockées dans sa mémoire et d'autre part, sur une évaluation du contexte spatial et postural imposé par la situation de travail et la configuration corporelle actuelle.

L'initiation de cette réponse motrice consécutive à l'étape de planification est assurée par les fonctions « organisantes » de la machinerie nerveuse (Paillard, 1994), c'est l'étape de programmation. Cette phase consiste à coder l'action sur la base de trois paramètres principaux que sont, (i) la configuration des muscles à activer (codage d'adresse), (ii) la spécification des paramètres temporels de l'ordre séquentiel d'activation des muscles (codage temporel) et enfin (iii) la prédétermination de l'intensité des forces à produire (codage fréquentiel). Le mouvement volontaire est donc représenté au sein du SNC sous la forme d'un ensemble structuré de commandes nerveuses, d'un programme moteur. L'existence de programmes moteurs est un élément central des théories cognitivistes. Cette notion fut introduite par Lashley (1917), cité par LaRue, (2004), afin de désigner les processus sous-jacents à l'exécution du mouvement, finalement formalisé en 1968 par Keele pour qui le programme moteur doit être considéré comme « (...) *a set of muscle commands that are structured before a movement sequence begins and that allows the entire sequence to be carried out uninfluenced by peripheral feedback* » (p. 367). En associant l'existence d'une programmation centrale des commandes musculaires avant même l'initiation de l'acte moteur et la possibilité, ou non, d'en modifier la structure au moyen d'informations périphériques, le programme moteur permet de comprendre la façon dont le mouvement volontaire peut être contrôlé en vue de s'adapter à différentes conditions d'exécution.

3.2. Le contrôle du mouvement

Le contrôle des mouvements volontaires s'organise autour de deux modes principaux, l'un proactif et l'autre rétroactif qui peuvent respectivement être comparés aux concepts cybernétiques de contrôle en boucle ouverte et en boucle fermée (*cf.* figure 15).

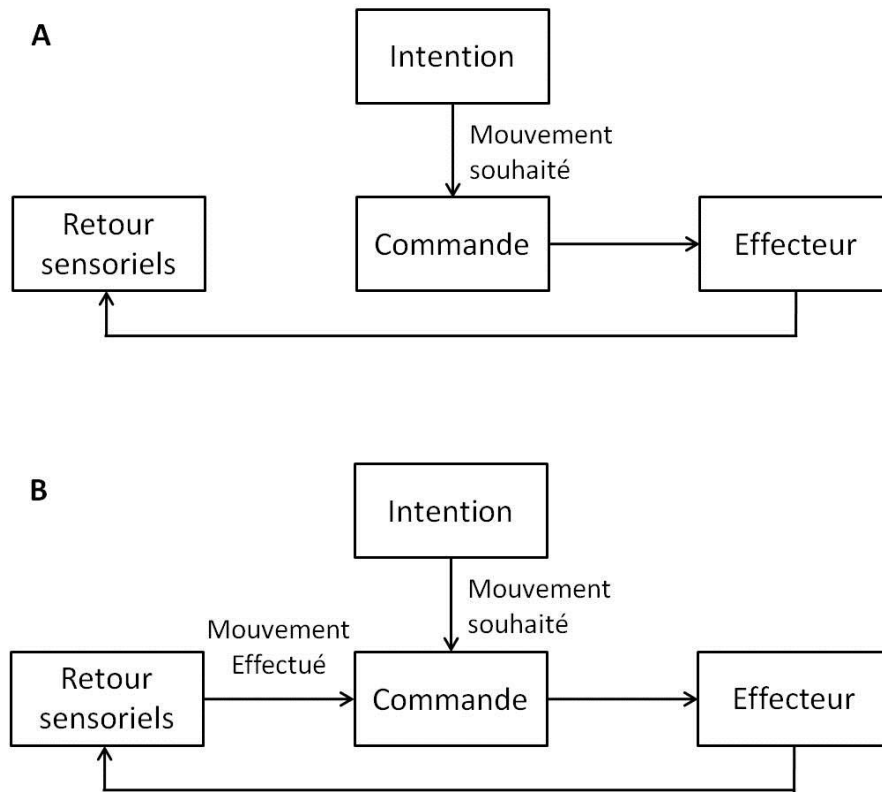


Figure 15. Les deux modes de contrôle du mouvement volontaire. Le contrôle en boucle ouverte (A) est caractérisé par un non recours aux informations sensorielles divers (visuelles, proprioceptives, vestibulaires...) émanant de l'action en cours. Le contrôle en boucle fermée (B) prend en compte ces informations sensorielles dans l'élaboration de la commande motrice. D'après Marin & Danion (2005).

Le mode de contrôle en boucle ouverte, ou contrôle proactif (cf. figure 16) est désigné ainsi car la chaîne formée entre la commande motrice, l'effecteur et le retour sensoriel est rompue. Dans ce mode de contrôle, la notion de programmation tient une place tout à fait décisive puisque c'est la capacité du système contrôlant, à produire une commande motrice parfaitement adaptée à la condition d'exécution, qui conditionne l'efficacité du système opérationnel. Par opposition, les conséquences sensorielles afférentes engendrées par l'action sont utilisées pour modifier la commande motrice dans le cas du contrôle en boucle fermée, également qualifié de contrôle rétroactif. Le contrôle rétroactif repose sur l'élaboration d'une référence du mouvement en cours d'exécution *i.e* la copie d'efférence, qui permet d'en estimer

les conséquences sensorielles et auxquelles seront comparées les informations sensorielles effectives, les réafférences sensorielles.

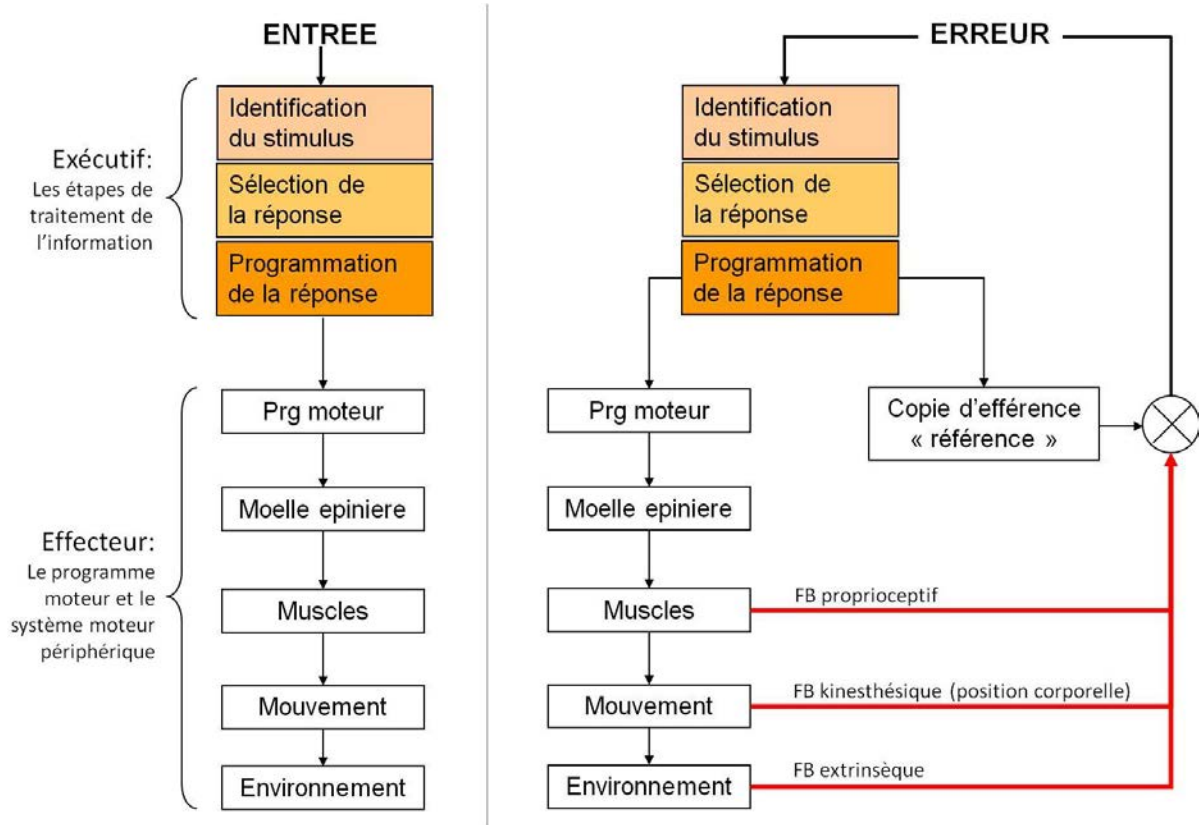


Figure 16. Schématisation des étapes impliquées dans les deux modes de contrôle du mouvement volontaire. À gauche, le contrôle proactif. À Droite, le contrôle rétroactif. FB : Feedback. D'après Schmidt, (1993).

Ces deux modes de contrôle sont utilisés conjointement; l'importance de l'un ou l'autre vis à vis du mouvement à réaliser repose sur certaines caractéristiques comme la stabilité environnementale ou le niveau de performance individuel. Moins abordé que le contrôle rétroactif, le contrôle proactif est néanmoins capital dans la motricité humaine. En effet, toute production de mouvement au niveau d'un segment corporel peut perturber la position des autres segments et, *in fine*, modifier la posture. Par exemple, lorsqu'un opérateur doit, dans le cadre de son travail aller saisir précisément un objet, il va falloir faire en sorte que les conséquences

mécaniques du mouvement de son bras n'altèrent pas sa posture générale, auquel cas la précision de la tâche serait compromise. Ces relations entre le mouvement focal (mouvement du bras pour attraper l'objet) et sa composante posturale (assurer la stabilisation du corps) résultent d'une programmation proactive désignée sous le terme d'Ajustements Posturaux Anticipés (APAs). En plus d'assurer la coordination posture-mouvement, le contrôle proactif s'applique également à la gestion des effets mécaniques inter-articulaires associés aux mouvements pluri-segmentaires. Lors de la réalisation d'un geste qui implique plusieurs articulations, comme celui qui consiste, une fois assis, à saisir un objet disposé face à soi, le mouvement de chaque articulation (*i.e.* l'épaule, le coude et le poignet) est dépendant à la fois du couple de force musculaire appliqué au niveau de chaque articulation mais également de l'interaction mécanique provenant des forces générées par le mouvement des autres articulations (*i.e.* force d'inertie, force centripète et force de Coriolis) (Hollerbach & Flash, 1982). Dans l'objectif de réaliser correctement ce type de mouvement, le SNC prédit les effets mécaniques interactifs de manière à ajuster par l'intermédiaire d'un contrôle proactif la coordination spatio-temporelle des différentes articulations du système contrôlé (Galloway & Koshland, 2002). Cet ajustement proactif consiste à utiliser ou contrer les effets mécaniques interactifs au moyen de couples musculaires et donc de commandes motrices appropriées (Bastian et al., 1996; Bastian et al., 2000; Dounskaia et al., 2002; Galloway & Koshland, 2002; Gribble & Ostry, 1999; Hirashima et al., 2003; Koshland et al., 2000; Pigeon et al., 2003; Sainburg et al., 1999; 1995; Topka et al., 1998).

Ces modes de contrôle permettent finalement d'adapter la motricité humaine à des conditions d'exécutions variables et non prévisibles. L'épuisement musculaire associé au travail industriel modifie les relations sensori-motrices ce qui nécessite une adaptation dynamique des modalités de contrôle du mouvement.

Plusieurs études ont mis en évidence l'effet de la fatigue musculaire sur la réorganisation temporelle et spatiale du mouvement (Bonnard et al., 1994; Côté et al., 2005; Forestier & Nougier, 1998). Ce type d'adaptation, qui vise à maintenir le niveau de performance lors de la réalisation d'une tâche malgré le développement de la fatigue, a été qualifié de Stratégie Motrice Compensatoire (SCM) (Côté et al., 2002; 2005; Forestier & Nougier, 1998; Hufnuss et al., 2006). Parmi l'ensemble de ces travaux, ceux de Côté et al. (2008; 2005; 2002) méritent une attention particulière puisqu'ils utilisent comme modèle d'analyse des tâches répétitives, identiques aux tâches industrielles. Dans ce contexte, les mécanismes compensatoires présentent néanmoins certaines limites. Terrier & Forestier (2009) ont tout d'abord démontré que l'établissement des SMC était associé à une augmentation du coût cognitif susceptible de générer une augmentation du niveau d'activité de la musculature proximale (Bloemsaat et al. 2005) et donc du risque de myalgies. Par ailleurs, Côté et al. (2002, 2005) ont mis en évidence qu'une fatigue des membres supérieurs induite par une tâche répétitive entraînait une augmentation des mouvements du tronc. Or, l'implication systématique du tronc constitue un risque important de lombalgie (Marras et al., 2010). Ensemble, ces résultats soulignent le caractère potentiellement pathogène que peuvent revêtir les SMC induites lors de tâches répétitives réalisées dans le secteur industriel. Cet aspect négatif s'explique du fait que le mouvement est généralement spatialement et temporellement contraint par les caractéristiques du poste la cadence de travail.

Finalement, la complexité du mouvement volontaire, tant dans sa genèse que dans son contrôle et sa réorganisation, rend l'estimation du risque de TMS, sur la seule base de l'observation, superficielle et rudimentaire. Comment par exemple estimer l'apparition de stratégies motrices compensatoires, de co-contractions ou de déséquilibres musculaires qui conduisent à l'instabilité articulaire et par conséquent au risque de développement de pathologies ? Il convient donc d'utiliser des outils qui permettent de rendre compte de

paramètres nerveux situés en amont de la production motrice elle-même. Il faut également que ces outils soient utilisables dans un environnement contraint tel qu'il se présente généralement en entreprise et enfin que ces outils de mesures aient un impact très faible sur le travail des opérateurs, ne modifiant ni le geste ni la productivité.

3.3.L'électromyographie comme outil d'exploration de la fonction motrice en entreprise

L'électromyographie (EMG) de surface⁶ est un outil qui permet de répondre à l'ensemble des critères énoncés ci-dessus. L'évolution technologique de ce type de matériel (encombrement, portabilité, transfert des données sans fil) a permis d'élargir son domaine d'application et offre aujourd'hui la possibilité d'accéder à des environnements plus contraints tels que les unités de production industrielles, les salles blanches ou encore les blocs opératoires. La figure 17 illustre et décrit les principales caractéristiques de l'approche électromyographique, qui consiste à enregistrer les potentiels d'action musculaire (PAM) circulant à la surface des muscles superficiels.

⁶ L'EMG de surface est une technique d'enregistrement non invasive, les électrodes sont collées sur la peau. Une autre forme d'enregistrement est qualifiée d'EMG élémentaire. Cette technique essentiellement utilisée dans le domaine clinique à des fins de diagnostic nécessite l'utilisation d'électrodes aiguilles insérées au sein du muscle. Le caractère invasif et la faible surface de détection associés à cette technique représentent des inconvénients importants pour l'étude des mouvements sportifs ou industriels, d'autant plus s'ils sont complexes.

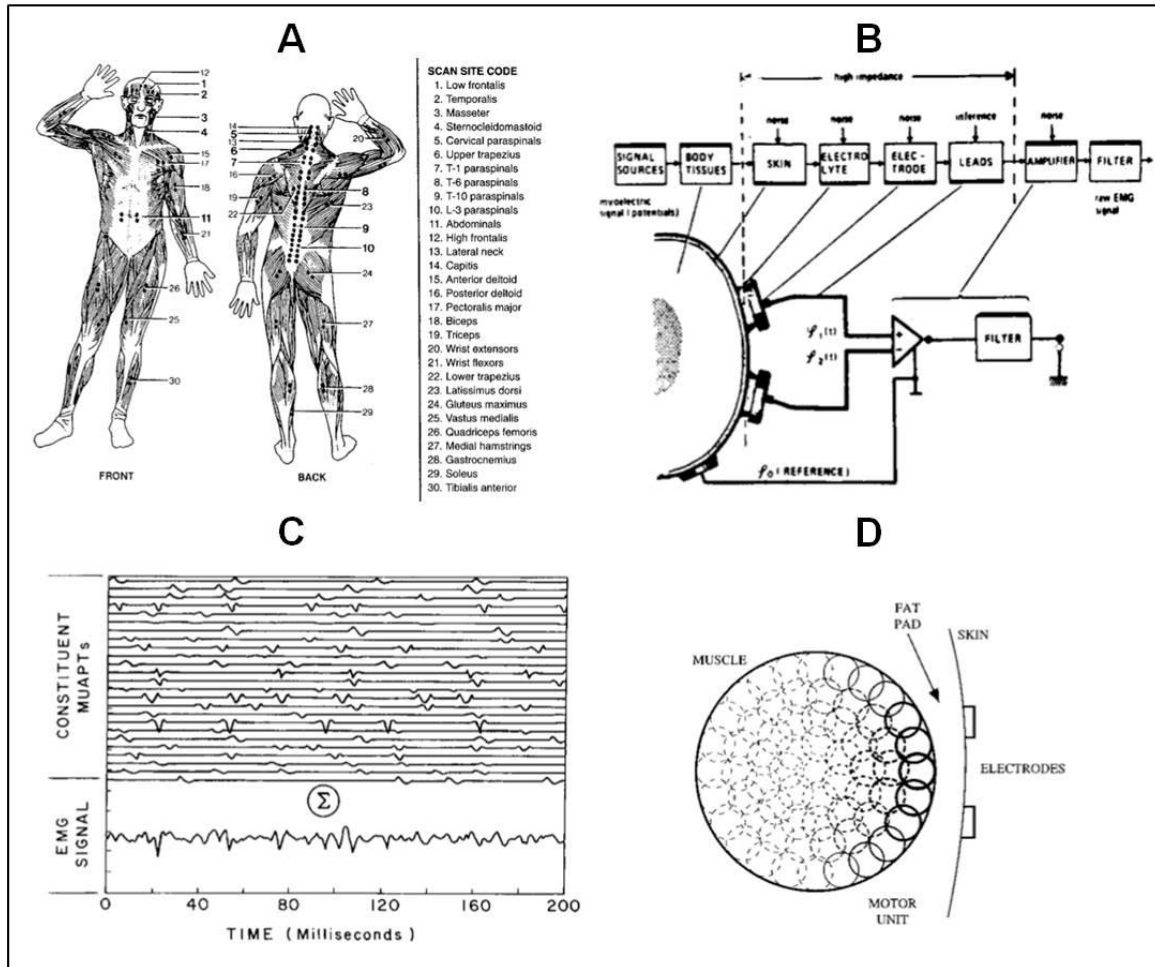


Figure 17. Illustration des principaux éléments caractéristiques de l'électromyographie de surface. **A** : Les électrodes de surface doivent être disposées parallèlement aux fibres du muscle étudié, leur placement est précisé par des atlas anatomiques (Criswell, 2010). **B** : L'amplification différentielle (DHHS (NIOSH), 1992). Le signal électrique musculaire est détecté en deux points puis l'amplification du différentiel entre ces deux points permet d'éliminer tous les signaux communs, c'est-à-dire le bruit résiduel. **C** : Constitution du signal EMG (Basmajian & De Luca, 1985). L'activation d'un motoneurone alpha, induit par le système nerveux central ou par réflexe, engendre au niveau de la plaque motrice un potentiel d'action à l'origine des signaux électriques qui, en se propageant le long de la membrane musculaire, provoque le déclenchement de la contraction. C'est la superposition des signaux issus de chaque unité motrice qui est mesurée à la surface du muscle. **D** : Représentation visuelle de l'activité des fibres musculaires vis-à-vis de l'enregistrement EMG (Criswell, 2010). Les fibres musculaires les plus proches contribuent davantage au signal EMG enregistré. La préparation de la peau joue donc un rôle important dans le but de diminuer l'impédance et donc d'améliorer la transmission du signal électrique musculaire. Cette illustration permet également de mesurer les précautions qu'il convient de prendre lors de l'interprétation du signal électromyographique.

La mise en œuvre de cette technique au sein de l'environnement industriel, illustré dans la figure 18, nécessite le respect d'un certain nombre de précautions. Il convient tout d'abord de sensibiliser l'opérateur au fait que la pose d'un ensemble d'électrodes cutanées reliées à un boîtier par l'intermédiaire de fils apparents peut susciter des réactions d'étonnement de la part des autres opérateurs. Il convient également d'informer les responsables de production du fait que, bien que les mesures n'altèrent pas la production, l'équipement de l'opérateur nécessite que ce dernier soit extrait de la ligne durant un temps estimé à une quarantaine de minutes. Autre précaution, une salle doit être mise à disposition afin d'équiper la personne volontaire du matériel EMG, moment pendant lequel il est conseillé de garantir la présence d'un médecin ou d'un infirmier de santé au travail. Dernière précaution, s'assurer que l'environnement dans lequel s'effectuent les mesures est dépourvu de sources potentielles de bruits qui risqueraient d'altérer le signal EMG de manière critique (*e.g.* champs magnétiques, interférences radio, câbles d'alimentation, etc.). Suite à la réalisation des mesures, les données de chaque zone musculaire peuvent être analysées dans le but de caractériser l'activité correspondant à la situation globale de travail (*i.e.* en prenant en compte les arrêts de ligne, les approvisionnements, etc.), à un cycle de travail type (*i.e.* la moyenne de chaque cycle de travail enregistré) ou encore à une tâche donnée (*i.e.* la moyenne d'une partie de chaque cycle de travail enregistré). Le découpage des séquences de travail est généralement effectué à partir d'une synchronisation vidéo au moyen de logiciels dédiés.

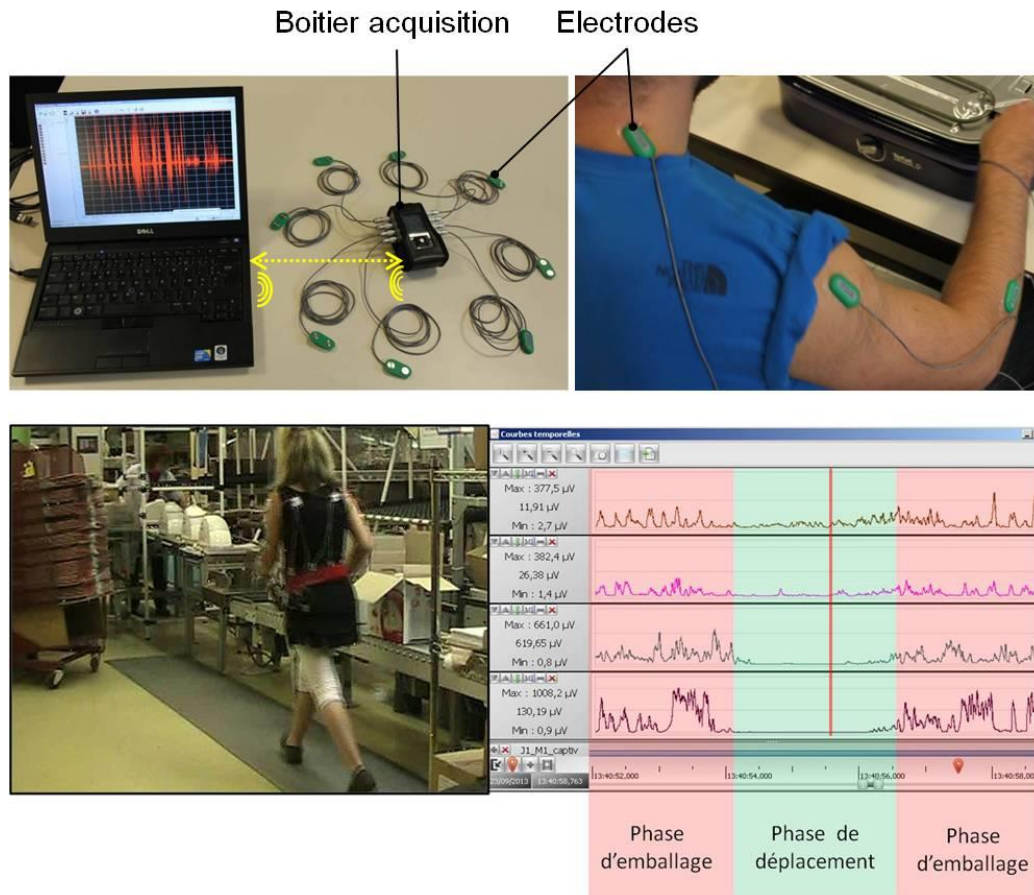


Figure 18. Illustration du matériel utilisé pour la réalisation de mesures EMG dans le secteur industriel. L'acquisition du signal électrique musculaire, prélevé par des électrodes de surface bipolaires, est réalisée au moyen d'un boîtier d'acquisition attaché à la ceinture de l'opérateur. La transmission des données via Bluetooth permet à l'opérateur d'être totalement libre dans son travail. Un exemple de mesures réalisées au sein de l'entreprise SEB SAS (Groupe SEB, Lourdes, France) apparaît en bas de la figure. La synchronisation de la vidéo et du signal EMG (réalisé à l'aide du logiciel CAPTIV, TEA Ergo, France) permet d'analyser l'activité neuromusculaire correspondant à des phases de travail précises. Le trait rouge vertical situé au niveau des données EMG (phase de déplacement) correspond à l'activité de l'opératrice apparaissant dans l'image vidéo (à gauche).

Une fois les séquences de travail découpées, deux principaux paramètres peuvent être utilisés dans le but d'interpréter le signal EMG : les paramètres temporels et les paramètres fréquentiels. Les paramètres temporels s'intéressent à l'amplitude du signal EMG, quantifiée à l'aide de l'EMG intégré (mesure de la surface du signal redressé) ou de la RMS (Root Mean

Square, calcul de la racine de l'intégrale du carré du signal sur une période de temps, en fonction du temps). L'amplitude du signal EMG est influencée par un certain nombre de facteurs tels que le placement des électrodes, la conductivité de la peau ou encore l'épaisseur du tissu adipeux variables d'un sujet à l'autre, c'est pourquoi les paramètres temporels sont normalisés, c'est-à-dire exprimés en pourcentage d'une valeur électrique de référence. Très généralement, cette valeur de référence correspond à l'activité électrique enregistrée au cours de la réalisation d'une Contraction Maximale Volontaire Isométrique (CMVI) réalisée contre résistance. Les paramètres fréquentiels quant à eux nécessitent la transformation préalable du signal EMG à l'aide d'une transformée rapide de Fourier sur une durée déterminée en un spectre de puissance. Deux indicateurs fréquentiels principaux sont utilisés : la fréquence moyenne (F_{moy}) et la fréquence médiane (F_{med}). Ces deux paramètres sont notamment utilisés pour caractériser la vitesse de conduction moyenne des potentiels d'action des UM actives (Basmajian & De Luca, 1985; de Luca, 1997; Merletti & Lo Conte, 1997) qui permet de déterminer le niveau d'épuisement musculaire.

Pour résumer, si l'électromyographie de surface semble tout indiquée pour l'étude de la motricité humaine dans le domaine industriel, sa mise en œuvre (préparation de la peau...) et son interprétation (traitement du signal...) demandent des connaissances et une formation adaptée, sans quoi les risques de conclusions incomplètes voire erronées deviennent importants.

CHAPITRE 2

LES TROUBLES MUSCULO-SQUELETTIQUES DE L'EPAULE

1. L'épaule, une région particulièrement touchée

Problème tout à fait courant dans la population générale⁷, les douleurs de l'épaule sont un fléau sociétal (Bongers, 2001). Ce problème se trouve renforcé dans le secteur professionnel dans lequel les TMS de l'épaule sont les plus fréquentes (Roquelaure et al., 2006). Les secteurs les plus touchés sont l'industrie du vêtement (Andersen & Gaardboe, 1993; Punnett et al., 1985), les abattoirs et la transformation des animaux (Chiang et al., 1993; Frost & Andersen, 1999), les caissiers (Niedhammer et al., 1998) et bien évidemment les opérateurs des lignes d'assemblage industriel (Ohlsson et al., 1989; Punnett et al., 2000). L'étude de 2006, réalisée par Roquelaure et collaborateurs qui portait sur 2685 travailleurs de la Région Pays de la Loire a montré la prédominance des TMS de l'épaule devant ceux du poignet (syndrome du canal carpien) puis du coude (épicondylalgie latérale). Cette hiérarchie est d'autant plus problématique que ces pathologies génèrent un taux d'incapacité particulièrement élevé (Aptel & Aublet-Cuvelier, 2005) ayant un impact important sur la qualité de vie des personnes concernées. À titre d'exemple, certaines opératrices sur lesquelles nous avons eu l'occasion d'effectuer des mesures ont rapporté les difficultés auxquelles elles étaient confrontées dans la vie quotidienne (porter leur enfant, cuisiner, se laver,...). L'existence d'un effet genre sur le risque de TMS au niveau de la ceinture scapulaire, qui se traduit par une prévalence généralement plus élevée chez les femmes, a d'ailleurs été rapporté (Côté, 2012). Cet effet peut notamment s'expliquer par les différences d'adaptation de la commande motrice observées entre les hommes et les femmes suite à un protocole de fatigue (Fedorowich et al., 2013; Johansen et al., 2013) suggérant la présence d'un mécanisme physiopathologique genre-spécifique (Côté, 2012; Fedorowich et al., 2013).

⁷ D'après une étude menée aux Pays Bas, plus d'une personne sur cinq déclare ressentir une douleur à l'épaule (Picavet & Schouten, 2003). De plus, sur une période d'un an la prévalence des douleurs à l'épaule est estimée entre 20% et 51% dans plusieurs pays Européens (van der Heijden, 1999).

2. Anatomie et biomécanique du complexe articulaire de l'épaule

L'épaule est une région complexe, et plutôt que d'effectuer une revue exhaustive et systématique de son anatomie, nous avons fait le choix de limiter cette partie à la simple présentation des principaux éléments qui permettent le fonctionnement du complexe articulaire de l'épaule en termes de mobilité et de stabilité.

2.1. Un complexe articulaire au service de la mobilité

Articulation proximale du membre supérieur, le complexe articulaire de l'épaule assure l'orientation spatiale du bras afin généralement d'utiliser la main, effecteur principal du membre supérieur. L'épaule est de loin l'articulation la plus mobile du corps, elle autorise des mouvements de grandes amplitudes dans les trois plans de l'espace (circumduction, cf. figure 19).

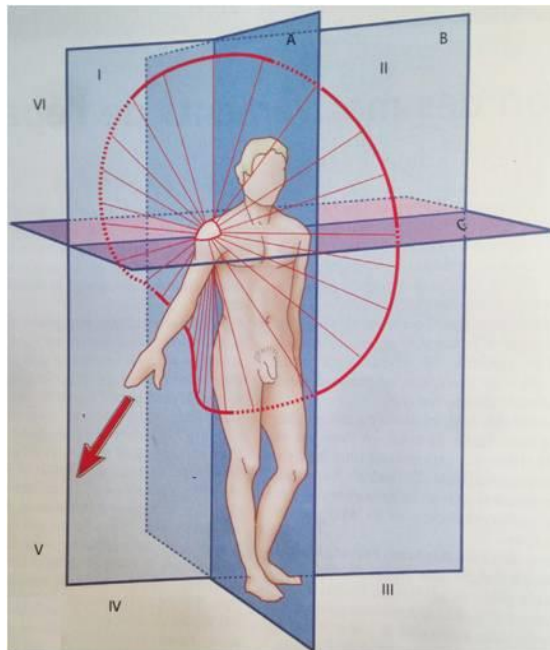


Figure 19. La circumduction de l'épaule. Le cône de circumduction délimite dans l'espace un secteur sphérique d'accessibilité à l'intérieur duquel la main peut saisir des objets. Issu de Kapandji (2005).

2.2. Les articulations en présence

Comme l'illustre la figure 20, le complexe articulaire de l'épaule est formé de cinq articulations qui peuvent être fonctionnellement classées en deux groupes (Kapandji, 2005). Le premier groupe se compose d'une articulation « vraie » et principale : l'articulation gléno-humérale et d'une articulation « fausse » et associée : l'articulation sous-deltoïdienne. Le deuxième groupe quant à lui se compose d'une articulation « fausse » et principale : l'articulation scapulo-thoracique et deux articulations « vraies » et associées : l'articulation acromio-claviculaire et l'articulation sterno-costoclaviculaire.



Figure 20. Les cinq articulations du complexe articulaire de l'épaule. 1) gléno-humérale, 2) sous-deltoïdienne, 3) scapulo-thoracique, 4) acromio-claviculaire et 5) sterno-costoclaviculaire. Issu de Kapandji (2005).

Le contact entre la tête humérale et une dépression peu profonde sur la scapula, la cavité glénoïdale, forme l'articulation gléno-humérale. Cette articulation sphéroïde se caractérise par

une faible congruence⁸ et donc par une stabilité souvent compromise (Kamina, 2002; Wilk et al., 1997). Faisant partie du même groupe fonctionnel que l’articulation gléno-humérale, l’articulation sous-detoïdienne est qualifiée de « fausse » puisqu’elle ne met pas en rapport deux os mais un tendon et un muscle. Plus précisément, elle oppose la jonction myotendineuse distale du muscle supra-épineux en bas et la face profonde du muscle deltoïde en haut (Hess, 2000; Parratte et al., 2001).

Articulation principale du second groupe fonctionnel, l’articulation scapulo-thoracique est également qualifiée de « fausse ». Elle oppose d’une part la face antérieure de la scapula et le muscle dentelé antérieur et d’autre part le muscle dentelé antérieur et le grill thoracique. Elément dont la mobilité est centrale dans les mouvements du membre supérieur, la scapula est uniquement stabilisée de manière active⁹. Ce groupe fonctionnel est également constitué des articulations acromio-claviculaire et sterno-costo-claviculaire.

2.3.Biomécanique du complexe articulaire de l’épaule

Les mouvements du bras et par extension du membre supérieur sont associés au fonctionnement de l’ensemble des articulations, non pas de manière successive mais concomitante et dans des proportions variables (Dufour & Pillu, 2005; Hess, 2000; Kapandji, 2005; Parratte et al., 2001) (*cf.* figure 21). La mobilisation du membre supérieur nécessite donc des relations harmonieuses entre les mouvements de la scapula et de l’humérus (Kamina, 2002; McClure et al., 2001), c’est le rythme scapulo-huméral. Un bon rythme suppose donc une coordination de l’ensemble des muscles en charge du contrôle des articulations scapulo-thoracique et gléno-humérale en terme d’intensité et de temporalité. Dans ce document, toute

⁸ Dans le domaine anatomique, la congruence représente la qualité mécanique de l’emboîtement des pièces osseuses.

⁹ L’absence d’éléments de renfort passif (ligament, capsule, etc.) explique l’importance du contrôle neuromusculaire dans la mobilisation et la stabilisation de cette articulation.

altération de cette coordination sera considérée comme une dyskinésie d'ordre temporel et/ou spatial (intensité).

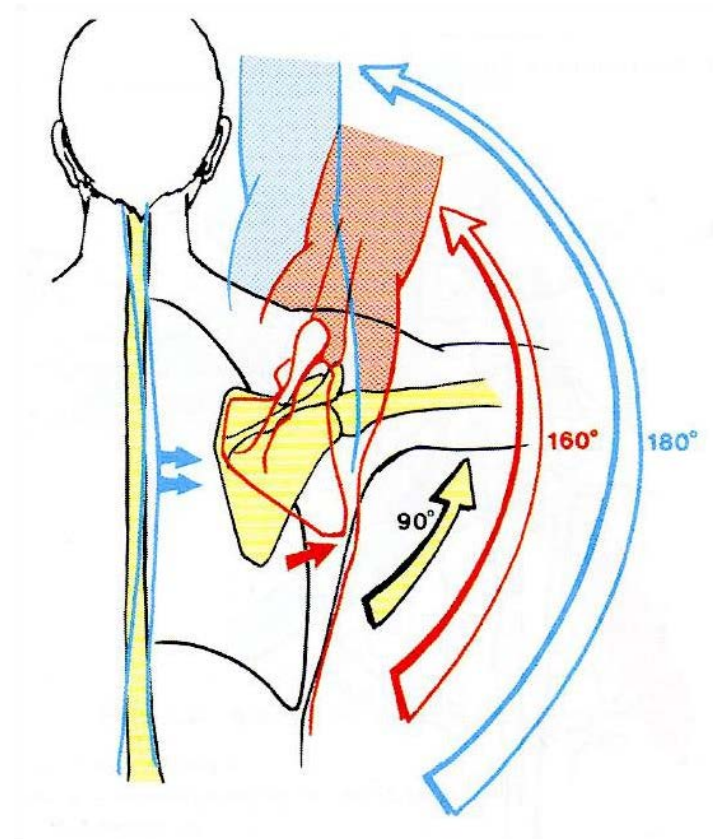


Figure 21. Illustration de la part relative des principales articulations lors du mouvement d'abduction. Articulation gléno-humérale (jaune), scapulo-thoracique (rouge) et rachis (bleu). Issu de Kamina (2002).

2.3.1. Mobilité et stabilité de l'articulation gléno-humérale

Les trois degrés de liberté de l'articulation gléno-humérale permettent des mouvements dans les trois plans de l'espace qui se décomposent en abduction/adduction, flexion/extension, rotation médiale/latérale (Kamina, 2002; Kapandji, 2005). Le mouvement de l'épaule le plus étudié et le plus décrit est certainement le mouvement d'abduction/adduction. Si l'abduction est conventionnellement décrite comme un mouvement s'effectuant strictement dans le plan

frontal¹⁰, ce mouvement est exécuté dans le plan physiologique de la scapula (30° à 45° en dehors et en avant) alors considéré comme le plan fonctionnel. L'abduction associée à l'articulation gléno-humérale est limitée à 90° du fait de la butée du tubercule majeur de l'humérus contre l'acromion et contre le ligament acromio-coracoïdien. Ce mouvement est principalement assuré par le muscle deltoïde, aidé par le supra-épineux et le chef long du muscle biceps brachial qui participe à la stabilisation antérieure de l'articulation par son trajet intra-capsulaire (Hess, 2000).

L'activité du deltoïde associée au mouvement d'abduction peut compromettre la stabilité de l'articulation gléno-humérale en provoquant un décentrage de la tête humérale sur la glène scapulaire. En effet, comme illustré dans la figure 22, la décomposition de la force du deltoïde fait apparaître une force résultante qui tend à décentrer la tête humérale en haut et en dehors. La coiffe des rotateurs, composée des muscles supra-épineux, infra-épineux, subscapulaire et petit rond, contre ce décentrage en générant une force médiale de compression de la tête humérale contre la glène de la scapula (*cf.* figure 22) qui évite les translations excessives (Bonnel et al., 1991; Hess, 2000; Parratte et al., 2001; Sharkey & Marder, 1995). Halder et al. (2001) soulignent également qu'une part de ce mécanisme pouvait être attribuée aux muscles grand dorsal et grand rond.

¹⁰ Le plan qui sépare le corps en deux parties, l'une antérieure et l'autre postérieure.

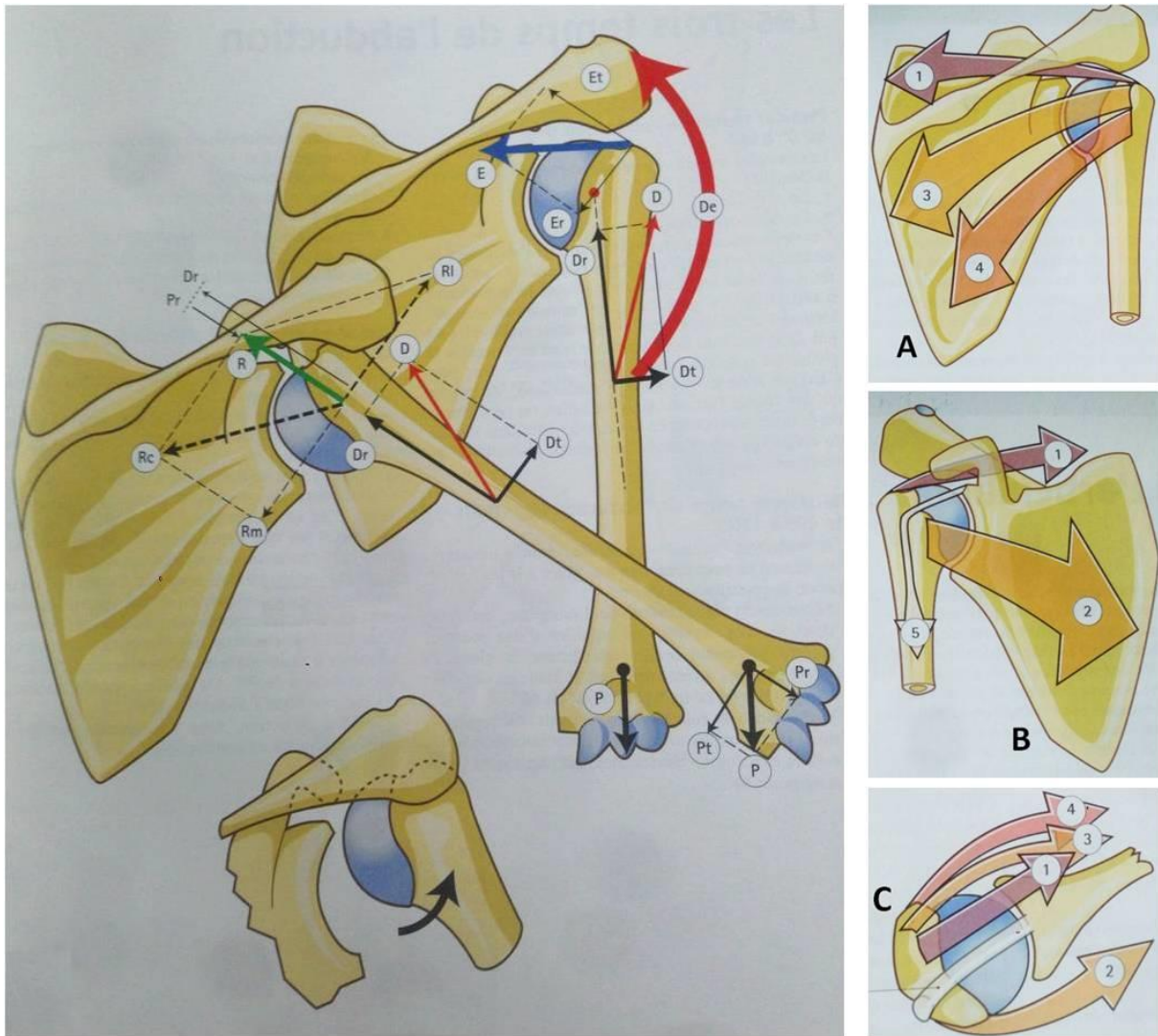


Figure 22. Stabilisation dynamique de l'articulation gléno-humérale lors d'un mouvement d'abduction. **Partie gauche : Biomécanique du mouvement d'abduction.** La décomposition de la force du deltoïde D , fait apparaître une composante longitudinale Dr , qui diminuée de la composante longitudinale Pr du poids P du membre supérieur (agissant au centre de gravité), va être appliquée en tant que force R au centre de la tête humérale. Or cette force R peut à son tour être décomposée en une force Rc qui applique la tête humérale sur la glène et une autre Rl , plus puissante qui tend à luxer en haut et en dehors. **Partie droite : Les muscles de la coiffe des rotateurs:** le supra-épineux (1), le subscapulaire (2), l'infra-épineux (3) et le petit rond (4) apparaissent en vue postérieure (A), antérieure (B) et supérieure (C). Le chef long du muscle biceps (5) ne fait pas partie des muscles de la coiffe des rotateurs ; cependant il joue un rôle important dans la stabilité de l'articulation humérale et il est souvent associé aux pathologies de la coiffe des rotateurs. Issu de Kapandji, (2005).

Les mouvements de flexion/extension sont réalisés dans le plan sagittal avec une amplitude maximale de 90° (pour l'articulation gléno-humérale). La flexion est assurée par le faisceau claviculaire du muscle deltoïde antérieur et du grand pectoral, les chefs long et court du muscle biceps brachial, ainsi que le coraco-brachial. Les mouvements d'extension sont assurés par le faisceau scapulaire du deltoïde antérieur, le chef long du triceps brachial, le grand et le petit rond ainsi que le grand dorsal (Bonnell et al., 1991; Parratte et al., 2001).

La mobilisation de l'humérus en rotation médiale et latérale est décrite le bras placé verticalement le long du corps avec le coude fléchi à 90°, néanmoins elle peut être effectuée dans n'importe quelle position de l'épaule. L'amplitude en rotation latérale est de 80° alors que la rotation médiale atteint une amplitude de 100 à 110° nécessitant de faire passer la main dans le dos. La rotation médiale est principalement assurée par le subscapulaire, aidé par le grand pectoral, le grand dorsal, le grand rond et le faisceau antérieur du deltoïde. La rotation latérale quand à elle est principalement assurée par le petit rond et l'infra épineux, aidés par le faisceau postérieur du deltoïde.

2.3.2. Mobilité et stabilité de l'articulation scapulo-thoracique

La mise en jeu de l'articulation scapulo-thoracique est essentielle dans le but d'assurer le fonctionnement normal des membres supérieurs (W. Ben Kibler & McMullen, 2003). C'est en effet parce que la stabilisation de cette articulation fournit une base stable aux mouvements gléno-huméraux que la grande partie des activités motrices de la vie courante peut être exécutée (Paine & Voight, 2013). La réalisation d'un mouvement d'élévation du bras dans le plan scapulaire s'accompagne d'un mouvement de sonnette latérale, mouvement considéré comme le plus important (Ludewig & Reynolds, 2009), combiné à une inclinaison postérieure et une rotation latérale de la scapula (McClure et al., 2001) (*cf.* figure 23).

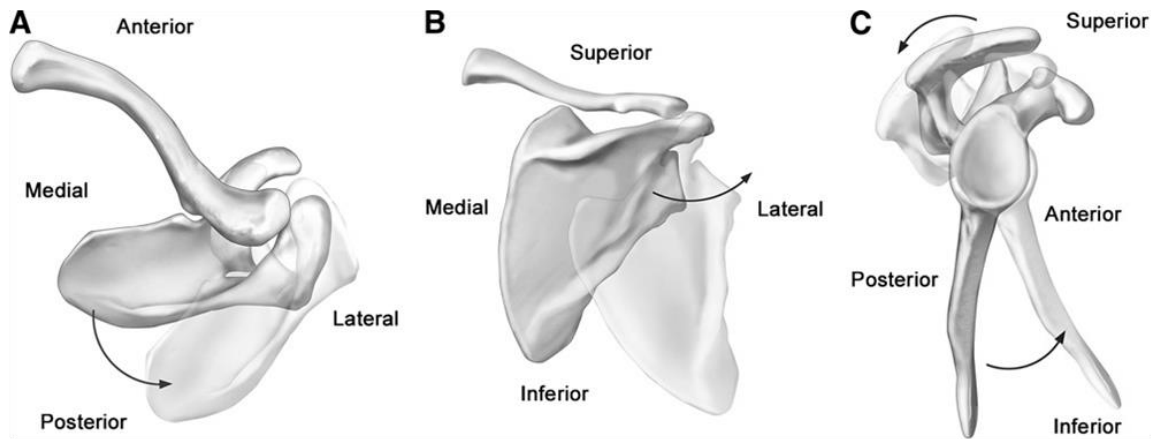


Figure 23. *Les trois composantes des mouvements scapulaires. A : Rotation médiale et latérale (vue supérieure de la scapula, épaule droite), la partie translucide représente un mouvement de rotation médiale. B : Sonnette médiale et latérale (vue postérieure de la scapula, épaule droite), la partie translucide représente un mouvement de sonnette latérale. C : Inclinaison postérieure et antérieure (vue latérale de la scapula, épaule droite), la partie translucide représente un mouvement d'inclinaison postérieure. Issu de Braman et al., (2009).*

La stabilisation et la mobilisation de la scapula lors des mouvements gléno-huméraux sont assurées par les muscles scapulo-thoraciques, principalement le dentelé antérieur aidé du muscle trapèze (Inman et al., 1996; Phadke et al., 2009). Le muscle dentelé antérieur est le seul muscle capable de participer aux trois composantes des mouvements scapulaires lors d'un mouvement d'élévation du bras (Phadke et al., 2009). Il joue donc un rôle important dans la mobilisation de la scapula lors des mouvements d'élévation du bras, d'autant plus que ses insertions lui confèrent un avantage mécanique pour produire les mouvements de sonnette latérale. Ce mouvement est renforcé par l'action du trapèze inférieur (Johnson et al, 1994) qui joue également un rôle important dans la stabilisation du bord inférieur de la scapula (Inman et al., 1996). Enfin, en association avec le chef moyen, le chef inférieur du trapèze participe à la stabilisation et à la production de la rotation latérale de la scapula. Le chef supérieur du trapèze quant à lui contribue à l'élévation de la scapula associée à une inclinaison antérieure (Ludewig & Braman, 2011). De plus, la rétraction de la clavicule (recul de son extrémité distale) associée

à la contraction du chef supérieur du trapèze permet d'éviter une rotation médiale trop importante de la scapula (Johnson et al., 1994).

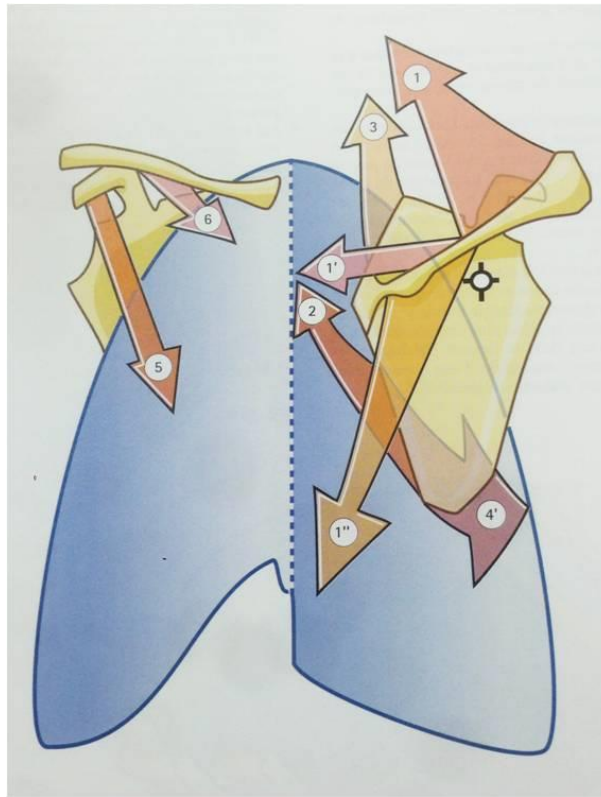


Figure 24. Lignes d'actions des muscles stabilisateurs et mobilisateurs de la scapula. A gauche de la ligne pointillée apparaît une vue antérieure du thorax et à droite une vue postérieure. 1) chef supérieur du trapèze, 1') chef moyen du trapèze, 1'') chef inférieur du trapèze, 2) rhomboïdes, 3) élévateur de la scapula, 4') dentelé antérieur, 5) petit pectoral et 6) sub-clavier. Issu de Kapandji (2005).

2.4.Synthèse

La mobilité extrême du complexe articulaire de l'épaule lui confère un intérêt tout particulier dans les métiers manuels, cependant, cet avantage est associé à une instabilité fonctionnelle importante. Du fait de moyens d'unions passifs limités, la stabilisation des articulations gléno-humérale et scapulo-thoracique, principaux éléments articulaires de l'épaule, est essentiellement assurée de manière active. En s'opposant aux décentrages de la tête humérale sur la glène de la scapula, les muscles de la coiffe des rotateurs apparaissent

comme l'élément stabilisateur principal de l'articulation gléno-humérale. L'action des muscles dentelé antérieur et trapèze assure quant à elle la stabilisation et la mobilisation de l'articulation scapulo-thoracique qui procure alors une base stable à partir de laquelle les mouvements gléno-huméraux peuvent être correctement exécutés.

3. Le conflit sous-acromial : mécanisme central dans le développement des TMS de l'épaule

3.1. De quoi parle-t-on ?

Le conflit sous-acromial (CSA) représente 44 à 60% de l'ensemble des consultations pour des douleurs de l'épaule, à ce titre il est considéré comme la principale pathologie dans cette région anatomique (van der Windt et al., 1995; Vecchio et al., 1995). Introduite par Neer dès 1972 sous le terme de *subacromial impingement syndrome*, le conflit sous-acromial décrit un ensemble de conditions susceptibles d'entraîner une douleur dans les régions antérieur et antéro-supérieur de l'épaule (Lewis et al., 2001). De Witte et al., (2011) ont défini le CSA comme une lésion symptomatique de la coiffe des rotateurs et de la bourse sous-acromiale. La présence d'un CSA peut également être associée à la lésion d'autres structures situées dans l'espace sous-acromial (figure 25) telles que le tendon du long chef du biceps brachial et la capsule de l'articulation gléno-humérale (Michener et al., 2003).

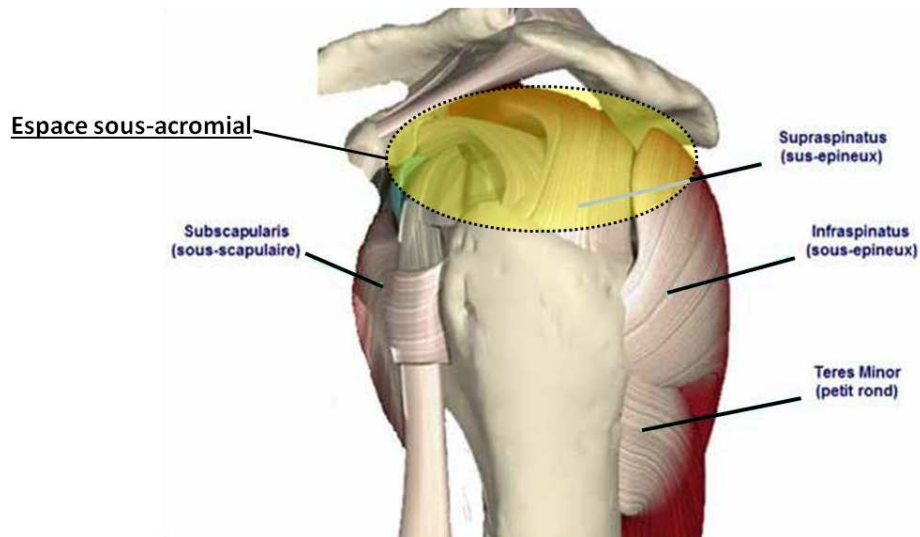


Figure 25. *Illustration de l'espace sous-acromial.*

3.2. Les facteurs étiologiques

Il est généralement admis que la lésion des différentes structures situées dans l'espace sous-acromial résulte, en présence d'un CSA, de la réduction de cet espace du fait de mécanismes qualifiés d'intrinsèques ou d'extrinsèques (de Witte et al., 2011; Michener et al., 2003). Les causes intrinsèques des CSA sont attribuées à des microtraumatismes, des phénomènes de sur-utilisation ou à un processus dégénératif sur un tendon de la coiffe des rotateurs, à une réaction inflammatoire ou encore à une altération de la fonction de la coiffe des rotateurs conduisant à un déséquilibre entre la mobilité gléno-humérale et la stabilité articulaire (Budoff et al., 1998; Deutsch et al., 1996; Mayerhoefer et al., 2009; Uhthoff et al., 1988; Yamaguchi et al., 2000). Les causes extrinsèques des CSA quant à elles sont attribuées à la présence d'anomalies généralement osseuses et/ou biomécaniques qui provoquent la génération d'une force compressive sur la coiffe des rotateurs (Neer, 1972). La principale anomalie concerne la forme variable de l'acromion (Neer, 1983). À partir de l'examen de 140 spécimens d'épaules, (Bigliani, 1986) ont proposé un classement des formes acromiales en 3 catégories (figure 26).

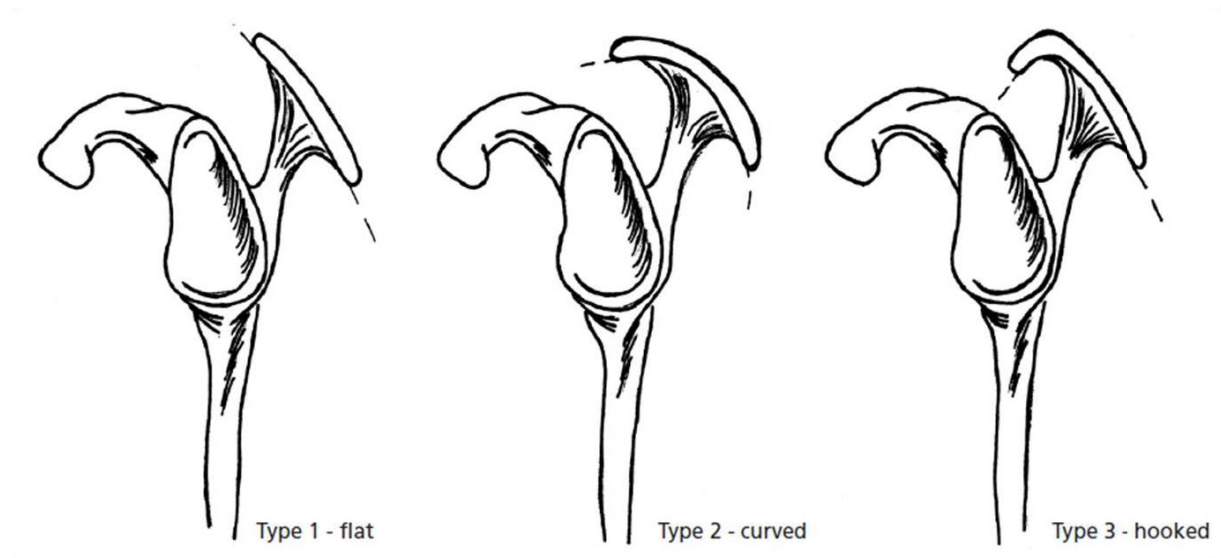


Figure 26. *Os acromial. Les trois catégories de formes, vue latérale. Issu de Bigliani, (1986).*

Toutefois, si plusieurs études ont observé une corrélation entre la forme de l'acromion (type II ou III) et la présence d'un CSA (Epstein et al., 1993; Hirano et al., 2002; Jacobson et al., 1995), la causalité entre variation anatomique et développement du CSA reste hypothétique. Hirano et al., (2002) n'observent pas d'effet de la forme acromiale sur la présence ou non d'un CSA. Ces auteurs précisent que la corrélation entre la présence d'un acromion de type III et les lésions de la coiffe des rotateurs n'est pas si évidente que celle qui est suggérée dans la littérature. En effet, la formation d'un « bec acromial » pourrait être un phénomène secondaire résultant de la force appliquée sur le ligament acromio-coracoïdien, suite à l'augmentation de la pression dans l'espace sous-acromial (Ogata & Uhthoff, 1990).

Qu'ils découlent de mécanismes intrinsèques ou extrinsèques, de nombreux facteurs étiologiques du CSA sont présentés dans la littérature. Néanmoins, le maintien de l'espace sous-acromial apparaît comme un facteur prépondérant dans la compréhension des mécanismes de développement des CSA.

3.3. Importance du maintien de l'espace sous-acromial

Les liens entre l'espace sous-acromial et le développement des pathologies de l'épaule ont été investigués dès les années 1970 grâce à l'utilisation de techniques d'imagerie ayant évolués au fil du temps, de techniques de radiographie simples nécessitant le maintien d'une position fixe vers des techniques d'imagerie par rayonnement magnétique autorisant le mouvement. Quoiqu'il en soit, la mesure directe de la distance acromio-humérale, illustrée par la figure 27, peut être utilisée afin d'évaluer les variations de l'espace sous-acromial (Desmeules et al., 2004; Graichen et al., 1999; Graichen et al., 1999; Graichen et al., 2001).

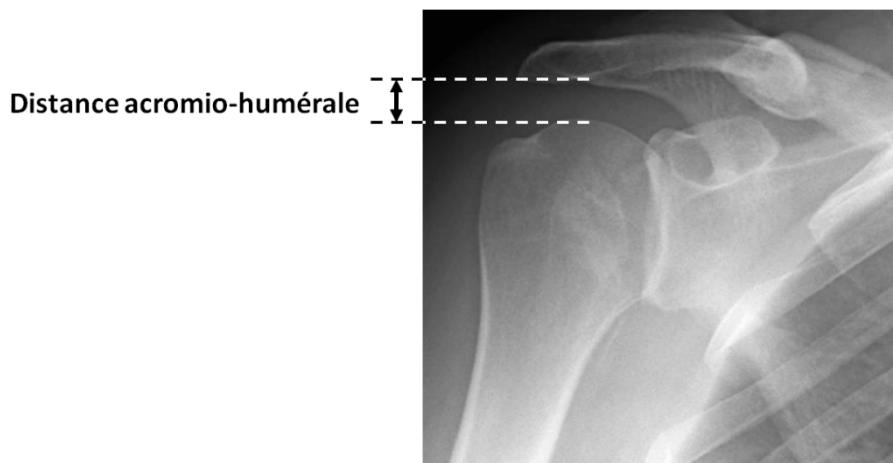


Figure 27. *Illustration de la mesure de la distance acromio-humérale à partir d'une radiographie.*

Poppen & Walker (1976, 1978) furent les premiers à étudier la position de la tête humérale sur la glène de la scapula en relation avec des pathologies de l'épaule. Leurs travaux ont montré un faible déplacement de la tête humérale chez les personnes asymptomatiques alors qu'un déplacement plus important était observé chez les personnes concernées par différentes pathologies de l'épaule. Ces études initiales ont permis d'envisager l'existence d'un lien entre la capacité que possède un individu à maintenir un certain espace sous-acromial et le

développement des pathologies de l'épaule. Toutefois ce lien reste encore à être déterminé de manière plus convaincante. La limite des travaux de Poppen & Walker (1976, 1978) concerne l'inclusion des sujets dont le recrutement n'était pas basé sur la présence d'un CSA. L'altération de la capacité de maintien de l'espace sous-acromial chez les individus concernés par un CSA a été investiguée à partir des années 1990. Deutsch et al., (1996) ont mesuré la distance acromio-humérale lors de mouvements d'élévation du bras réalisés dans le plan scapulaire pour des amplitudes comprises entre 0° et 120° (avec un intervalle de 20°). La population de l'étude composée de 47 individus a été divisée en trois groupes en fonction de la présence ou non de symptômes de CSA et de la gravité de ceux-ci. Le premier groupe (n=12) était constitué de sujets asymptomatiques (figure 28, *Normal*), le deuxième groupe (n=15) était constitué de sujets présentant un CSA associé à une douleur à l'épaule sans lésion de la coiffe des rotateurs (figure 28, *Impingers*), enfin le troisième groupe (n=20) était constitué de sujets présentant un CSA avec une déchirure complète d'au moins un tendon de la coiffe des rotateurs (figure 28, *RC Tears*). Les résultats de cette étude, illustrés dans la figure 28, démontrent l'existence d'un déplacement de la tête humérale significativement plus important pour les deux groupes concernés par un CSA comparativement au groupe asymptomatique. Ces données mettent clairement en avant l'importance de ce que les auteurs nomment le « centrage dynamique de la tête humérale » par les muscles de la coiffe des rotateurs, c'est-à-dire le maintien de la tête humérale centrée dans la glène de la scapula alors même qu'elle subit une rotation par glissement sur la glène lors des mouvements du bras. Des résultats comparables ont été rapportés par Yamaguchi et al., (2000) appuyant alors l'hypothèse d'une altération du centrage dynamique de la tête humérale chez des sujets présentant un CSA.

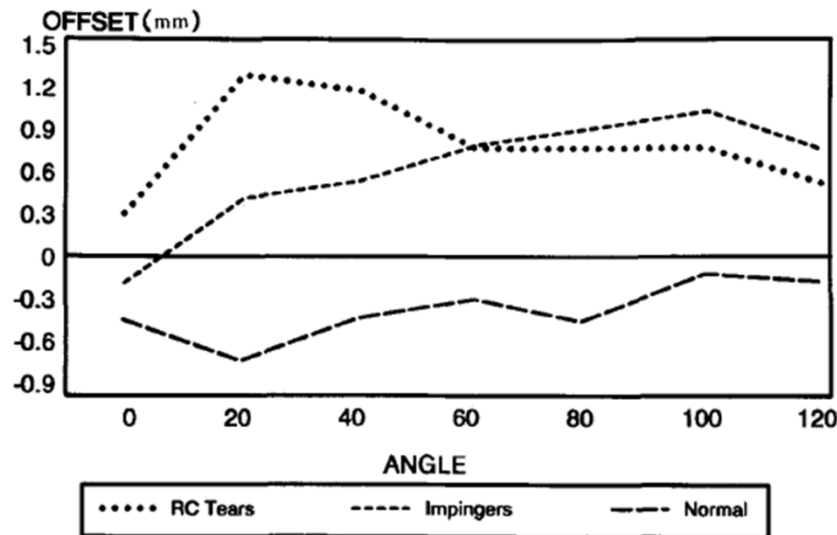


Figure 28. Illustration des résultats de Deutsch et al. (1996). Position moyenne de la tête humérale sur la glène de la scapula pour les 3 groupes de sujets. L'axe des ordonnées représente la position du centre de la tête humérale par rapport au centre de la glène de la scapula (ligne horizontale correspondant à 0 mm) en vue de face.

L'utilisation plus récente des techniques d'imagerie par résonance magnétique a permis de confirmer l'existence du lien entre altération du centrage dynamique de la tête humérale et développement des CSA. En mesurant la distance acromio-humérale bilatérale de 41 sujets concernés par un CSA unilatéral, (Hébert et al., 2003) mettent en évidence l'existence d'une réduction significative de la distance acromio-humérale à partir de 90° pour l'épaule symptomatique comparativement à l'épaule asymptomatique et ce, lors de la réalisation de mouvements de flexion mais également de mouvements d'abduction (*cf.* figure 29). De plus, en accord avec les études précédemment rapportées, ces résultats démontrent une réduction de l'espace sous-acromial chez les sujets concernés par un CSA par rapport aux sujets asymptomatiques (zone grise, figure 29).

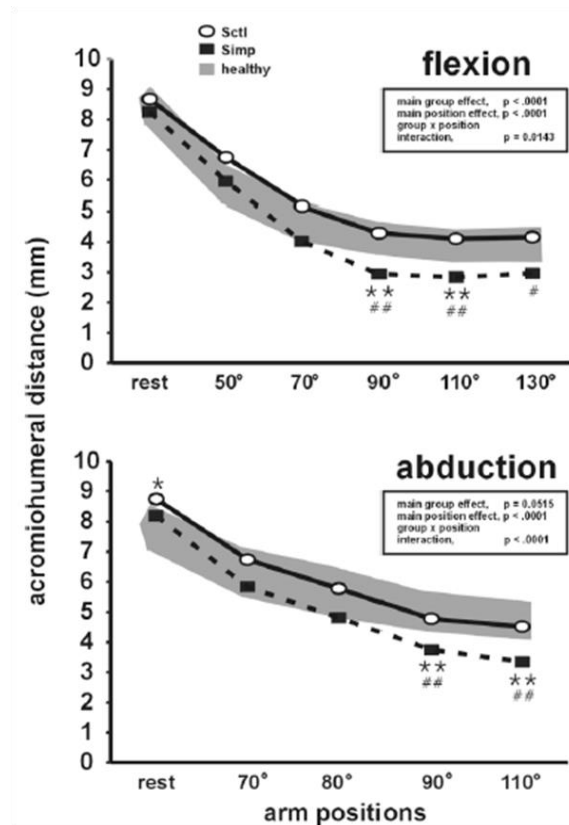


Figure 29. Illustration des résultats d'Hébert et al. (2003). Comparaison de la distance acromio-humérale moyenne entre l'épaule avec CSA (ligne pointillée) et l'épaule contra-latérale asymptomatique (ligne continue), et les épaules de sujets sains (zone grise).

Les résultats des travaux basés sur la mesure directe de la distance acromio-humérale apportent des arguments forts en faveur d'un lien existant entre l'altération de la capacité de maintien de l'espace sous-acromial et le développement des CSA. L'ensemble des données présuppose que des phénomènes neuromusculaires seraient à l'origine de l'altération de la stabilisation de la tête humérale sur la glène de la scapula et donc de la réduction de l'espace sous-acromial conduisant finalement à l'apparition d'un CSA. Dès 1999, Graichen et al. faisaient l'hypothèse qu'une altération de l'activité synergique des muscles de l'épaule pourrait jouer un rôle majeur dans le développement des phénomènes de CSA et pourrait précéder les processus dégénératifs de la coiffe des rotateurs. Les muscles de la coiffe des rotateurs et les muscles stabilisateurs et mobilisateurs de la scapula ont, en effet, souvent été proposés comme

jouant un rôle important dans la gestion de l'espace sous-acromial (Michener et al., 2003; Sharkey & Marder, 1995). Au cours de la dernière décennie, le nombre de travaux relatifs à l'implication spécifique du contrôle des mouvements scapulaires dans le développement des CSA n'a cessé de croître. Dès lors, de nombreuses études ont mis en évidence une altération de la cinématique scapulaire chez les sujets concernés par des CSA (Borstad & Ludewig, 2002; Endo et al., 2001; Graichen et al., 2001; Hallström & Kärrholm, 2006; Hébert et al., 2002; Lin et al., 2005; Ludewig & Cook, 2000; Lukasiewicz et al., 1999; McClure et al., 2006; Roy et al., 2007). Parmi l'ensemble des mouvements scapulaires, celui de sonnette latérale est considérée comme le plus important lors de l'élévation du bras (McClure et al., 2001) car il permet d'orienter l'acromion de telle façon à éviter la compression des structures situées dans l'espace sous-acromial (Kibler, 1998). Récemment, Timmons et al., (2012) ont procédé à une méta-analyse afin de caractériser la cinématique scapulaire propre aux sujets concernés par un CSA. Leurs résultats démontrent que la pathologie s'accompagne d'une dyskinésie particulière caractérisée par une diminution de l'amplitude du mouvement de sonnette et de la rotation latérale de la scapula, différences de cinématique précisément proposées comme étant à l'origine d'une réduction de l'espace sous-acromial. L'altération de la structure de la commande neuromusculaire de la musculature scapulo-thoracique constitue la principale hypothèse explicative de ces dyskinésies scapulaires (Chester et al., 2010; Cools et al., 2007a; Diederichsen et al., 2009; Lin et al., 2005; Ludewig & Cook, 2000; Phadke et al., 2009).

4. Synthèse

Associée à des enjeux humains et socio-économiques considérables, la prévention des TMS de l'épaule représente, dans le milieu de la santé au travail, une réelle priorité. L'évolution des modèles de compréhension des TMS a su faire ressortir l'implication décisive du contrôle du mouvement volontaire dans le mécanisme physiopathologique à l'origine des TMS. Ce lien

est d'autant plus vrai au niveau de l'épaule que la particularité anatomique de ce complexe articulaire nécessite un contrôle neuromusculaire extrêmement fin, notamment dans le but de limiter les phénomènes de conflits-sous-acromiaux. Toutefois, les méthodes de prévention actuelles semblent négliger l'implication du contrôle neuromusculaire dans le développement de ces pathologies professionnelles. Afin d'optimiser le processus de prévention des TMS de l'épaule, il nous paraît judicieux de développer en parallèle (i) les connaissances relatives au développement des CSA dans le secteur industriel et (ii) les moyens de prévention directement applicables *in situ*.

CHAPITRE 3

CONTRIBUTIONS EXPERIMENTALES

Expérimentation 1

Limites neuromusculaires des modèles explicatifs des conflits sous-acromiaux


-

Expérimentation 2

Effet d'un nouvel outil de prévention des TMS de l'épaule sur l'activité des muscles en charge du complexe scapulo-thoracique

1. Limites neuromusculaires des modèles explicatifs des conflits sous-acromiaux

1.1.Problématique

 es dyskinésies du complexe scapulo-huméral constatées dans le domaine cinématique sont associées à des modifications plus ou moins importantes de la structure de la commande neuromusculaire. C'est la raison pour laquelle plusieurs études se sont intéressées aux effets de la pathologie sur les patrons d'activité des principaux muscles stabilisateurs et rotateurs de la scapula. Ces travaux ont cherché à démontrer l'existence d'un lien entre la présence d'un CSA et une variation de la structure de la commande nerveuse en termes d'intensité et de coordination temporelle (timing d'activation).

Concernant l'intensité des commandes neuromusculaires, certains travaux démontrent que le CSA s'accompagne d'une augmentation de l'activité du trapèze supérieur (Cools et al., 2007a; Lin et al., 2005; Ludewig & Cook, 2000) ainsi que d'une diminution d'activité du dentelé antérieur (DA) (Diederichsen et al., 2009; Ellenbecker & Cools, 2010; Lin et al., 2005; Ludewig & Cook, 2000). Certains auteurs (Ludewig & Cook, 2000) attribuent ces variations d'intensité des commandes neuromusculaires majoritairement à la diminution d'activité initiale du dentelé antérieur. Cette diminution d'activité qui se répercute sur la production de la sonnette latérale, de l'inclinaison postérieure et de la rotation latérale de la scapula (McClure et al., 2001; van der Helm, 1994), engendre une compensation de la part du trapèze supérieur. Si pour ces deux muscles les résultats sont cohérents et reproduits par différentes équipes, ils apparaissent plus contrastés en ce qui concerne le trapèze inférieur pour lequel à la fois une augmentation (Ludewig & Cook, 2000) et une diminution d'activité (Cools et al., 2007a) ont été relevées chez les personnes concernées par un CSA. L'expression de l'équilibre musculaire nécessaire au contrôle de l'articulation scapulo-thoracique a été formalisée à travers le calcul des rapports

d'activations musculaires entre les principaux muscles rotateurs de la scapula (Cools et al., 2007a; Ludewig & Cook, 2000). C'est en comparant les valeurs de ces rapports chez des athlètes concernés par un CSA et d'autres individus asymptomatiques lors de mouvements iso-cinétiques d'abduction et de rotation latérales de l'humérus, que (Cools et al., 2007a) ont mis en évidence la présence d'un déséquilibre de la balance musculaire en cas de CSA.

Au delà de l'intensité des commandes nerveuses, le CSA s'accompagne également d'une altération de la coordination temporelle, du timing d'activation des commandes neuromusculaires des principaux muscles stabilisateurs et mobilisateurs de la scapula. Le travail de Wadsworth & Bullock-Saxton (1997) ou celui plus récent de Moraes et al., (2008) ont permis de démontrer l'existence d'une augmentation de la variabilité des instants d'activation des muscles trapèze supérieur, trapèze inférieur et dentelé antérieur chez des sujets concernés par un CSA à qui il était demandé de réaliser des mouvements d'abduction dans le plan scapulaire. De plus, un retard d'activation du trapèze inférieur a été relevé chez des sujets concernés par un CSA en comparaison à des sujets asymptomatiques lors d'une déstabilisation imprévue de l'épaule (Cools et al., 2003) et d'un mouvement d'élévation du bras (Roy et al., 2008).

L'ensemble des résultats relatifs à la fois à l'intensité et au timing d'activation des principaux muscles stabilisateurs et mobilisateurs de la scapula met donc en évidence l'existence d'une altération du contrôle neuromusculaire associée au processus de développement des CSA. Toutefois, les résultats obtenus jusqu'à présent restent parcellaires et doivent être alimentés par d'autres travaux pour rendre compte de manière plus exacte des relations entre le CSA et les modifications des commandes neuromusculaires. Tout d'abord, si le lien entre modification du contrôle neuromusculaire, dyskinésie scapulaire et développement des CSA est largement admis par la communauté scientifique, il reste néanmoins à préciser la nature de la causalité qui existe entre ces variables. Autrement dit, il est impossible à ce jour de

savoir lequel est la conséquence de l'autre (Michener et al., 2003). Ensuite, il apparaît que la grande majorité des mouvements utilisés pour déterminer le lien entre le CSA et la commande neuromusculaire diffère des mouvements naturels de l'épaule ce qui, selon nous, peut conduire à des interprétations partielles voire superficielles des mécanismes d'instauration réels de la pathologie. En effet, une grande partie (pour ne pas dire la majorité) des mouvements utilisés dans le cadre des travaux qui visent à établir le lien entre contrôle neuromusculaire et CSA sont mono-articulaires et guidés soit par une surface plane (Ludewig & Cook, 2000; Moraes et al., 2008; Wadsworth & Bullock-Saxton, 1997), soit par un appareil dédié (Cools et al., 2007a; Diederichsen et al., 2009) tel que l'illustre la figure 30.

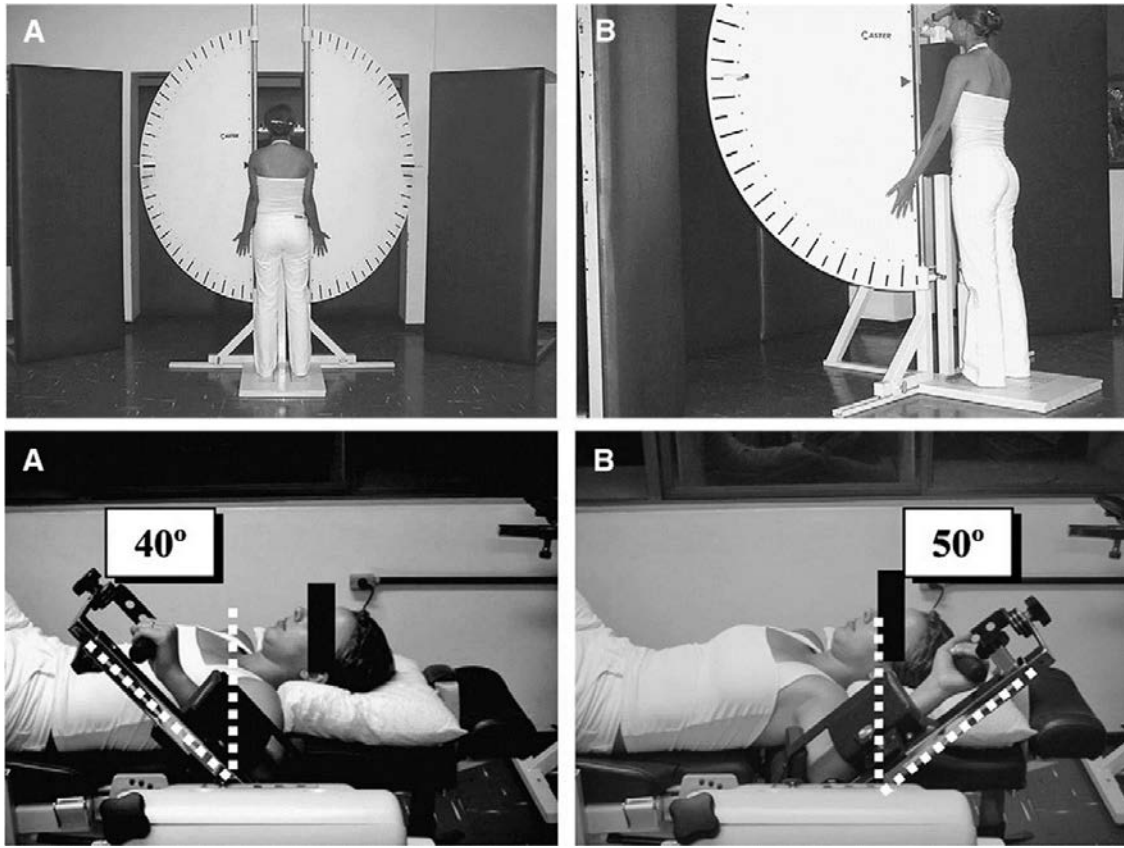


Figure 30. Illustration des mouvements classiquement utilisés dans les études relatives à l'implication du contrôle neuromusculaire des mouvements scapulaires dans le développement des CSA. Issu de Moraes et al. (2008).

Il est évident que le choix de ce type de mouvements s'explique au regard de considérations expérimentales. Il est en effet beaucoup plus aisé de contrôler et d'acquérir les paramètres cinématiques et neuromusculaires d'un mouvement mono-articulaire et guidé que ceux d'un mouvement naturel *i.e.* pluri-articulaire et effectué dans différents plans. Pourtant, dans le contexte industriel qui nous intéresse tout particulièrement, les mouvements réalisés (*cf.* figure 31) sont généralement dédiés à l'activation d'une commande, au déplacement d'un objet ou encore à l'assemblage de plusieurs éléments, tâches qui nécessitent la mise en jeu coordonnée de l'ensemble des articulations du membre supérieur. Ces mouvements qualifiés

de pluri-articulaires ou de pluri-segmentaires diffèrent d'un point de vue biomécanique des mouvements mono-articulaires, notamment par la présence et le nécessaire contrôle des effets mécaniques interactifs abordés dans la partie introductive. Il est donc probable que des différences majeures relatives aux mécanismes du contrôle neuromusculaire existent entre les mouvements qui servent de modèles explicatifs des CSA et ceux associés à leur développement réel.



Figure 31. *Illustration d'une tâche industrielle classique nécessitant la participation de l'ensemble des articulations du membre supérieur.*

1.2.Objectif et hypothèses

L'objectif général de cette première contribution expérimentale consiste à déterminer si les modèles expérimentaux *classiques* sont adaptés à la compréhension des mécanismes de développement des conflits sous-acromiaux dans le secteur industriel. Le fait que la gestion des effets interactifs mécaniques au sein du système pluri-articulé doit être planifiée par le SNC, la structure des commandes nerveuses et donc le contrôle des mouvements scapulaires devrait être différent en fonction du type de mouvement réalisé. Afin de valider cette hypothèse, nous avons comparé les ratios et les timings d'activation musculaires entre une tâche mono-articulaire

guidée et une tâche pluri-articulaire simulant une tâche industrielle, et ce dans des conditions équivalentes en termes d'amplitude et d'orientation spatiale de l'humérus.

1.3. Matériel et méthodes

1.3.1. Sujets

Seize sujets sains (5 femmes, 11 hommes ; âge=22,4 ans \pm 2,6 ; taille=173,5cm \pm 9,4 ; poids=69,7Kg \pm 13,8) droitiers ont participé à cette étude. Chaque sujet a complété un questionnaire (Annexe 1) afin d'obtenir des informations sur les activités physiques pratiquées, le niveau et le temps de pratique, ainsi que sur les douleurs et les blessures dans la région de l'épaule et du cou. Les critères d'exclusion ont été déterminés sur la base des travaux de Cools et al. (Cools et al., 2007a; 2007b; Cools et al., 2003). Ces critères étaient une luxation ou une intervention chirurgicale sur l'une des deux épaules, une douleur à l'épaule ou dans la région cervicale, une limitation d'amplitude du complexe articulaire de l'épaule ou encore la pratique d'un sport nécessitant l'élévation du bras (*e.g.* volley-ball, hand-ball, gymnastique, sports de lancer, etc.) plus de 4 heures par semaine.

1.3.2. Tâche et dispositif expérimental

Les sujets ont réalisé deux tâches principales, l'une guidée et mono-articulaire (semblable aux mouvements guidés utilisés dans des études précédentes) et l'autre non guidée et pluri-articulaire simulant une tâche industrielle. Les dispositifs expérimentaux qui permettent la réalisation de ces deux types de tâches ont été conçus de manière à ce que, dans les deux cas, les mouvements d'élévation de l'humérus soient comparables en termes d'amplitude et d'orientation spatiale. Cette spécificité expérimentale est un pré-requis central puisqu'elle rend la comparaison des commandes motrices possible entre les deux types de tâches.

1.3.2.1. Tâche Guidée

Comme illustré sur la figure 32, les sujets étaient assis à côté d'un panneau vertical disposé à 30° en avant du plan frontal, à partir de la position initiale (bras relâché le long du corps), le mouvement consistait à réaliser une abduction du bras (guidé par le panneau) avec une amplitude maximale (point haut) caractérisée par un angle du bras par rapport à la verticale d'environ 130°. Afin de contrôler l'angle d'abduction, le poignet des sujets était attaché à une tige métallique asservie à un potentiomètre alimenté par une pile de 9 volts. L'impact de ce mécanisme sur le mouvement (inertie, frottements) était négligeable. Les signaux du potentiomètre étaient recueillis au moyen d'une carte d'acquisition (12 bits A/D conversion, Measurement Computing™, Model PCI-6052E) à une fréquence de 1000Hz au moyen du logiciel Dcoll™ (GRAME, Québec). Le centre de rotation du potentiomètre était positionné de telle manière à correspondre à la hauteur de la partie supérieure de l'acromion pour chaque sujet.

1.3.2.2. Tâche industrielle

Les sujets étaient assis devant un poste de travail industriel reconstitué à l'occasion de cette expérimentation. Comme l'illustre la figure 32, cette tâche consistait à saisir un objet cylindrique (boîte de conserve : poids 220g, hauteur 45mm, diamètre 85mm) puis de le déposer sur une surface, dont la position est ajustable, située en hauteur. Lors de la saisie, l'objet était placé à une hauteur de 700mm, dans le plan sagittal et au dessus des genoux alors que la dépose était ajustée en hauteur de manière à ce que le sujet puisse poser la paume de la main sur celle-ci lorsque le bras est à 130° d'abduction dans le plan scapulaire avec le coude en extension. Ce dispositif a été conçu dans le but d'induire un plan d'abduction situé à 30° en avant du plan frontal semblable à celui de la tâche guidée. Quatre senseurs magnétiques (Fastrack, Polhemus™, Colchester, USA), placés respectivement sur la partie latéro-antérieure de l'acromion gauche et droit, sur l'épicondyle latérale de l'humérus ainsi qu'au centre du

métacarpe du 3^e doigt (face dorsale de la main), ont permis de contrôler l'angle d'élévation du bras ainsi que le plan de mouvement. Les paramètres cinématiques ont alors été enregistrés à une fréquence de 30Hz.

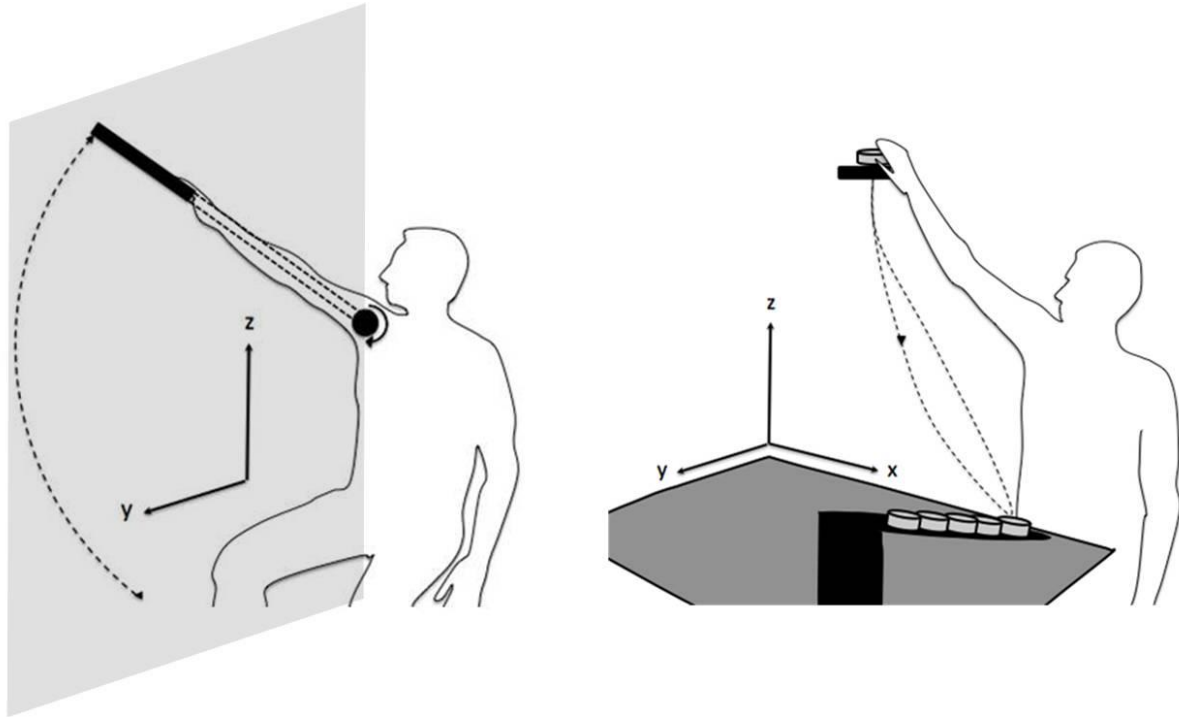


Figure 32. Illustration des deux types de tâche. *À gauche*, la tâche guidée, mono-articulaire. *À droite*, la tâche industrielle, pluri-articulaire. Dans les deux cas, le mouvement est effectué en position assise, avec une élévation de l'humérus dans le plan scapulaire et avec une amplitude terminale semblable.

1.3.2.3. Enregistrement de l'activité électromyographique

L'activité électromyographique des principaux muscles rotateurs de la scapula a été collectée à l'aide d'un Datalog™ (modèle P3X8, Biometrics Ltd, UK) à une fréquence de 1000Hz. Des électrodes de surface pré-amplifiées (SX230-1000, Biometrics Ltd, UK) ont été placées en accord avec les recommandations de Basmajian & De Luca, (1985) longitudinalement par rapport aux fibres des muscles Trapèze Supérieur (TS), Trapèze Moyen

(TM), Trapèze Inférieur (TI), Dentelé Antérieur (DA) et du muscle focal, le Deltoïde Moyen (DM). Afin de minimiser l'impédance cutanée et faciliter l'acquisition des signaux, la peau des sujets était rasée, desquamée et dégraissée. Les données EMG étaient filtrées au moyen d'un filtre passe-bande (15-450Hz) à proximité du site d'enregistrement, l'impédance de l'amplificateur était de 10^{15} avec un taux de réjection au mode commun de 110dB. L'ensemble des données (EMG et cinématiques) a été synchronisé pour les deux types de tâche (guidée vs. industrielle).

1.3.3. Procédure

Une fois équipés des électrodes de surface EMG, les sujets devaient produire trois contractions maximales volontaires isométriques (CMVi), d'une durée de 5 secondes pour chacun des muscles étudiés. Ce testing musculaire a été réalisé selon les positions standards décrites par Kendall et al., (2005). Cette procédure permet d'exprimer les activités EMG de manière relative quelque soit les sujets. Les sujets ont ensuite été soumis à un tirage au sort afin de déterminer l'ordre de passage sur les deux types de tâche. Une fois installés, les dispositifs d'acquisition des données cinématiques étaient placés selon les modalités précisées précédemment. Dans le but d'éviter les effets d'apprentissage, chaque sujet disposait d'un temps d'habituation variable jusqu'à ce que le mouvement soit correctement effectué dans sa globalité (montée et descente), à une fréquence approximative de 0,6Hz fixée au moyen d'un métronome électronique. Comme illustré dans la figure 33, les sujets avaient finalement pour consigne de réaliser 3 séries de 4 mouvements pour chaque type de tâche (soit 24 mouvements pour l'ensemble de l'expérimentation). Une période de repos d'une minute séparait chaque série, de plus, afin de limiter les phénomènes de fatigue musculaire et de maximiser la concentration des sujets, une pause de trois minutes séparait chaque type de tâche.

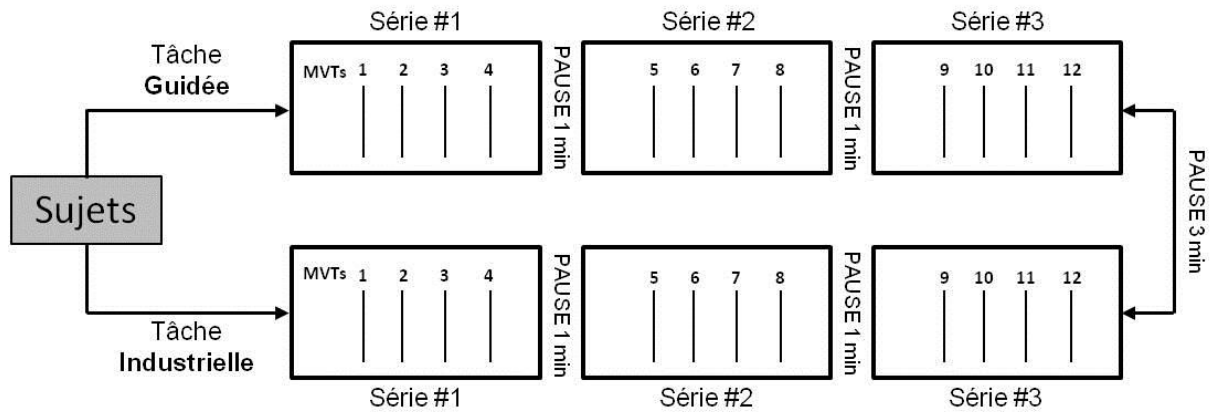


Figure 33. Illustration du protocole suivi par chaque sujet.

1.3.4. Analyse des données

Comme l'illustre la figure 34, l'instant d'activation de chaque muscle a été déterminé automatiquement lorsque l'activité EMG dépassait deux fois l'écart type de l'activité EMG de repos et pour une période minimum de 500ms au moyen d'un logiciel personnalisé (Analyse™, GRAME, Québec) développé sous MATLAB™. L'activation du deltoïde moyen, muscle focal commun aux deux types de tâche, a été choisie comme la référence (t_0), à partir de laquelle le timing d'activation des muscles scapulo-thoraciques a été calculé. Seul le premier mouvement de chaque série a été considéré pour le traitement des données temporelles d'activation.

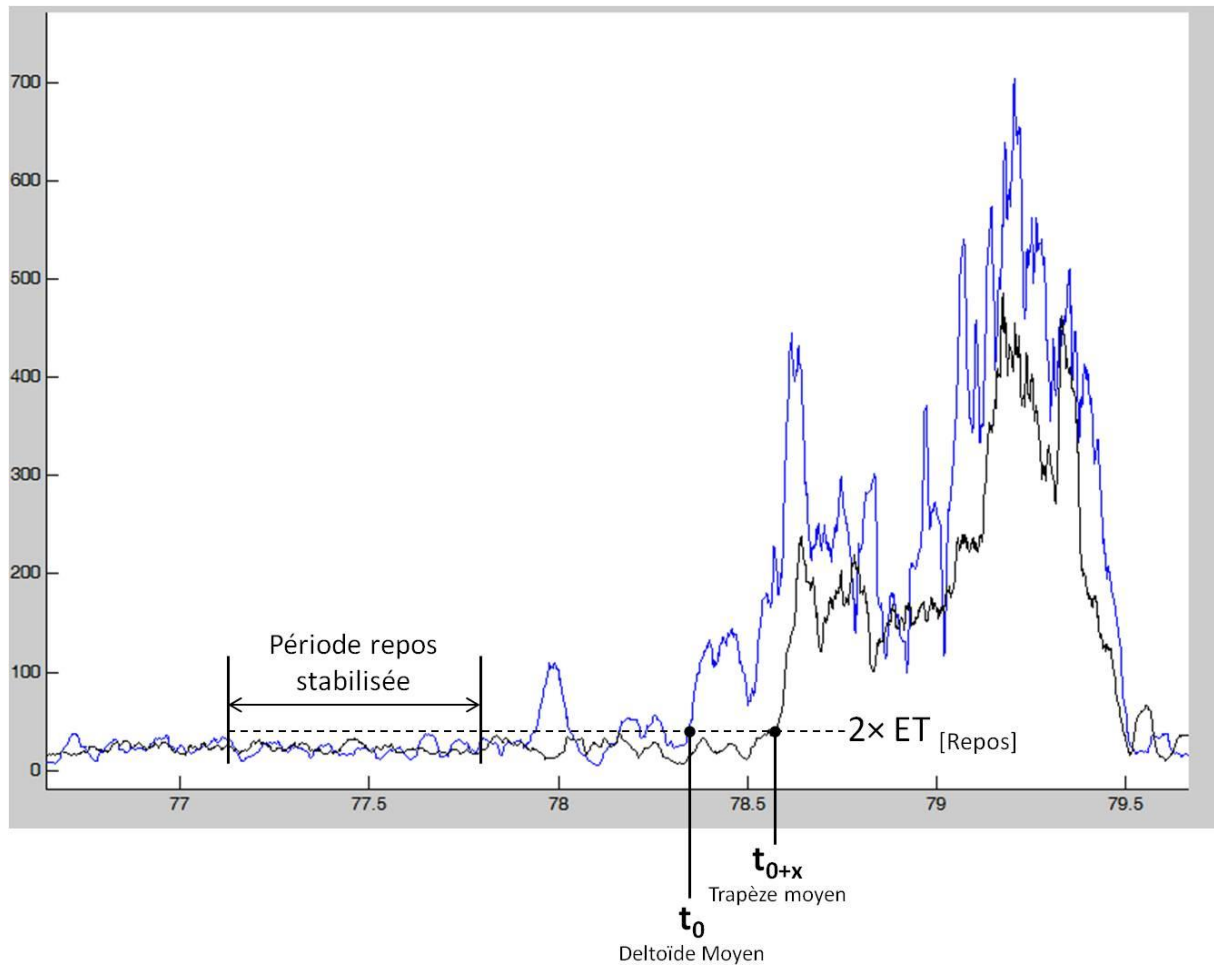


Figure 34. Illustration du traitement réalisé afin de déterminer l'instant d'activation de chaque muscle étudié. L'activation du muscle est déterminée à partir du moment où l'activité de celui-ci dépasse le double de l'écart type de l'activité de repos ($2 \times ET_{[Repos]}$) pour une durée minimum de 500ms.

Le calcul des ratios d'activation des différents muscles scapulo-thoraciques étudiés a nécessité le découpage préalable de chaque mouvement d'élévation du bras en 8 phases successives d'une amplitude de 10° entre 30° et 110° (angle formé entre l'humérus et la verticale), au moyen du logiciel Analyse™ (cf. figure 35). Les activités EMG intégrées (EMGi) ont été calculées pour chaque muscle et moyennées pour chaque phase correspondante aux deux types de tâche. Ces valeurs ont été normalisées à l'activité EMGi enregistrée lors de la production de CMVI, puis les ratios ont été calculés en divisant l'EMGi moyenne du TS par

l'EMGi moyenne des muscles TM, TI et DA puis multipliés par 100 pour obtenir l'activité relative du TS en pourcentage des autres muscles (Cools et al., 2007a).

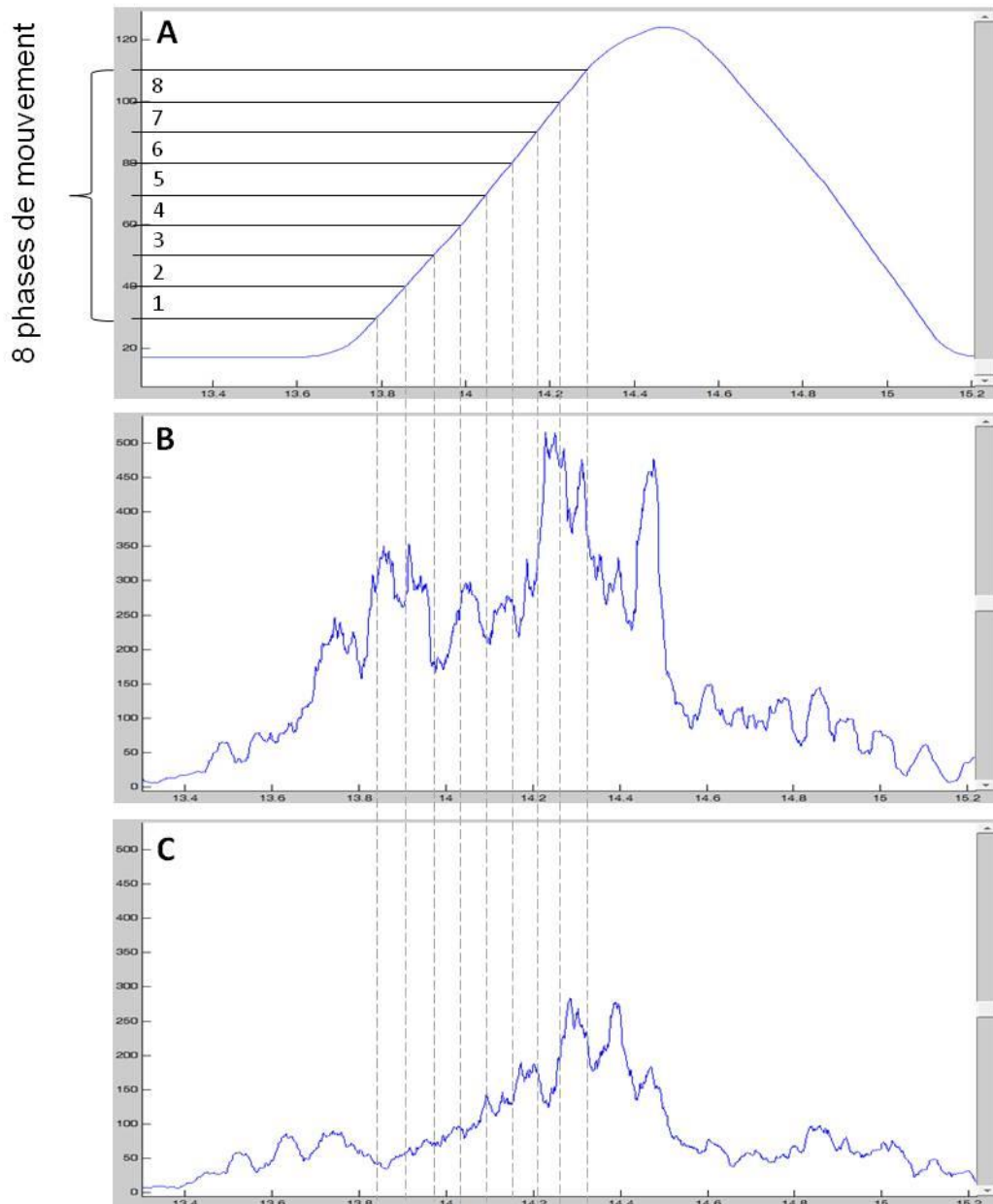


Figure 35. Illustration du traitement réalisé afin de déterminer les ratios d'activité lors des huit phases de mouvement d'élévation du bras entre 30 et 110° d'abduction par rapport à la verticale. (A) angle formé entre l'humérus et la verticale calculé à partir des données cinématiques (en degrés). (B) Activité EMG du muscle Dentelé antérieur (en mV). (C) Activité EGM du muscle Trapèze supérieur (en mV).

1.3.5. Analyse statistique

La normalité des données a été testée au moyen du test de Shapiro-Wilk et l'homogénéité de la variance vérifiée. Un test de Wilcoxon a été appliqué afin de comparer le timing d'activation relatif global (moyenne des 4 muscles scapulo-thoraciques) puis de chaque muscle scapulo-thoracique entre la tâche guidée et la tâche industrielle. En parallèle, chacun des quatre ratios d'activation a été soumis à une ANOVA à deux facteurs de mesures répétées : 2 types de tâche (guidée et industrielle) \times 8 phases (30-40°, 40-50°, ..., 100-110°). Des analyses post-hoc (Tukey) ont été effectuées lorsque nécessaire.

1.4. Résultats

La comparaison des commandes motrices entre les deux conditions de réalisation du mouvement nécessite que l'orientation de l'humérus soit identique. Les données cinématiques confirment cette orientation similaire ($30^\circ \pm 0^\circ$ vs. $29,9^\circ \pm 4,7^\circ$ respectivement pour la tâche guidée et la tâche industrielle).

1.4.1. Effet du type de tâche sur le timing d'activation

L'analyse statistique révèle un effet du type de tâche sur le patron général d'activation des muscles scapulo-thoraciques, qui se caractérise par des valeurs d'activation plus précoces pour la tâche industrielle ($p < ,001$). Comme l'illustre la figure 36, lorsque l'on considère chaque muscle de manière indépendante, le test de Wilcoxon révèle que les trois chefs du trapèze s'activent significativement plus tôt lors de la tâche industrielle en comparaison à la tâche guidée ($p < ,01$) alors qu'aucune différence significative n'est à noter pour le dentelé antérieur ($p = 0,65$). Il est intéressant de remarquer que seul le muscle trapèze supérieur s'active avant le muscle focal (*i.e.* le DM) et ce, uniquement lors de la tâche industrielle.

Table 1. *Timing d'activation relatif des muscles scapulo-thoraciques et effet du type de tâche.*

Muscles	Tâche Guidée Moyenne±ET	Tâche Industrielle Moyenne±ET	Effet du type de tâche (p)
Trapèze supérieur	148,0±196,7	-54,7±223,2	<0,01
Trapèze moyen	247,8±194,5	68,2±292,4	<0,05
Trapèze inférieur	327,3±240,0	71,9±284,1	<0,01
Dentelé antérieur	93,6±172,5	78,3±132,0	0,79

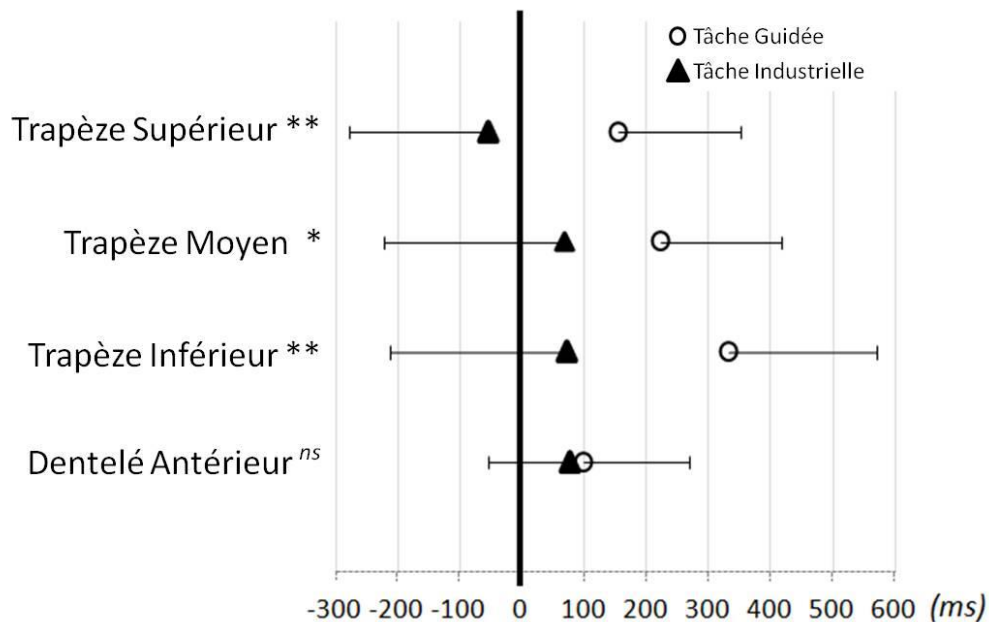


Figure 36. *Effets du type de tâche (marqueurs rond : tâche guidée, marqueurs triangle : tâche industrielle) sur le timing d'activation des principaux muscles rotateurs de la scapula. La ligne verticale noire (t0) correspond à l'activation du deltoïde moyen considéré comme le muscle focal dans les deux types de tâches). Les résultats du test de Wilcoxon apparaissent pour chaque muscle (**p<,01 ; *p<,05 ns : non significatif).*

1.4.2. Effets du type de tâche sur les ratios d'activité

L'analyse de variance ne révèle aucun effet significatif principal de la tâche sur les ratios d'activité musculaire (*cf.* table 2). En revanche, nous pouvons observer un effet d'interaction (tâche \times phase) pour les ratios d'activité [TS / TI] ainsi que [TI / DA].

Table 2. *Résultats de l'ANOVA*

Ratios	Tâche		Phase		Tâche \times Phase	
	F (1, 14)	<i>p</i>	F (7,98)	<i>p</i>	F (7, 98)	<i>p</i>
[TS / DA]	0,53	0,48	25,43	<0,001	0,22	0,98
[TS / TM]	0,68	0,42	1,31	0,25	0,98	0,45
[TS / TI]	0,78	0,39	0,53	0,81	6,17	<0,001
[TI / DA]	1,63	0,22	1,12	<0,001	7,68	<0,001

Les résultats des analyses post-hoc de Tukey, présentés dans la figure 37, font apparaître un effet significatif du type de tâche lors de plusieurs phases de mouvement à partir de 70° d'abduction.

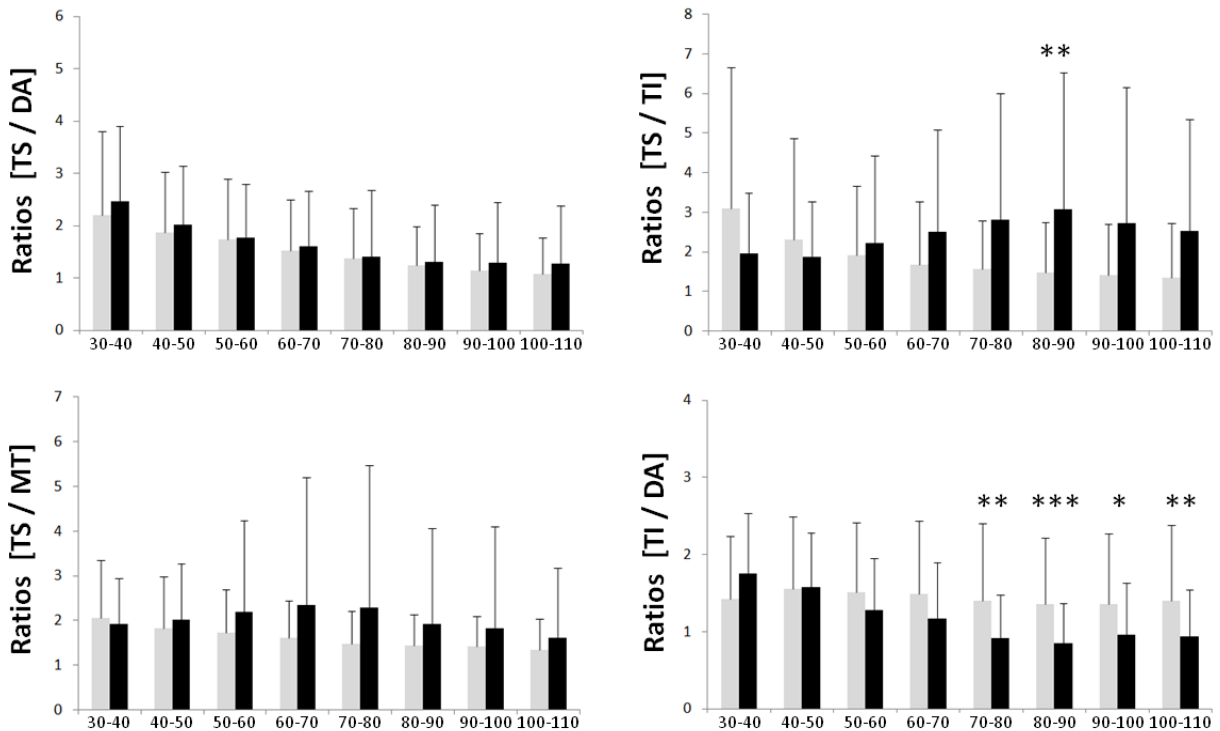


Figure 37. Effet du type de tâche (en gris : tâche guidée ; en noir : tâche industrielle) sur les quatre ratios d'activité musculaire en fonction des huit phases de mouvement. TS : Trapèze Supérieur, TM : Trapèze Moyen, TI : Trapèze Inférieur, DA : Dentelé Antérieur. Les résultats des tests post-hoc apparaissent sur la figure comme suit : *** $p < ,001$; ** $p < ,01$; * $p < ,05$.

De manière à apprécier la quantité d'activation de chaque muscle étudié lors des deux types de tâche, l'ensemble des données relatives à l'intensité du signal électromyographique apparaît dans l'annexe 2.

1.5. Discussion

Cette étude consistait à déterminer l'impact de la nature du mouvement sur la structure des commandes neuromusculaires des principaux muscles stabilisateurs et mobilisateurs de la scapula. Afin de répondre à cet objectif, les ratios et les timings d'activation musculaire ont été comparés entre une tâche mono-articulaire guidée et une tâche pluri-articulaire simulant une tâche industrielle.

Nos résultats permettent de constater des différences de structures de la commande neuromusculaire en fonction du type de tâche. Lors de la tâche guidée, nos résultats montrent que le recrutement des trois chefs du trapèze et du dentelé antérieur est consécutif à celui du muscle focal, le deltoïde moyen. L'activation des trois chefs du trapèze semble répondre à une séquence spécifique caractérisée par le recrutement du chef supérieur suivi du chef moyen puis du chef inférieur. Cette séquence temporelle a déjà été observée lors d'une déstabilisation imprévue de l'épaule (Cools et al., 2003) ainsi que lors d'un mouvement d'abduction guidé dans le plan scapulaire comparable à celui utilisé dans ce travail (Moraes et al., 2008). Lorsque l'on compare la structure temporelle des commandes neuromusculaires correspondant aux deux types de tâches, nos résultats mettent clairement en évidence une spécificité d'organisation associée à la tâche industrielle. Dans ce cas, il est possible d'observer une activation plus précoce des trois chefs du trapèze alors que l'activation du dentelé antérieur reste inchangée. Enfin, la tâche industrielle s'accompagne d'une activation du muscle focal consécutive à celle du trapèze supérieur. Cette précocité des commandes musculaires vis-à-vis du muscle focal de l'articulation gléno-humérale (*i.e.* le deltoïde) est considérée dans la littérature scientifique comme un élément essentiel pour stabiliser la scapula lors des mouvements d'élévation du bras (Hess, 2000; Magarey & Jones, 2003). Selon l'hypothèse de contrôle hiérarchique proposée par Dounskaia et al., (1998), un mouvement pluri-articulaire serait construit sur la base de la mise en jeu d'une articulation considérée comme principale à laquelle serait ajoutée celle d'une articulation subordonnée. Dans le cas de la tâche industrielle, l'articulation proximale (*i.e.* l'épaule) représente l'articulation principale et l'articulation distale *i.e.* le coude, lui est subordonnée. Des couples d'interaction disto-proximaux apparaissent au niveau de l'épaule lors des mouvements du coude (Almeida et al., 1995; Debicki & Gribble, 2004, 2005). Ces couples d'interaction créés par le mouvement lui-même sont de fait absents tant que le mouvement n'a pas débuté. Toutefois, pour réaliser correctement le mouvement pluri-articulaire désiré, le SNC

doit prédire ces effets mécaniques interactifs de manière à ajuster la coordination spatio-temporelle des différentes articulations du système contrôlé par l'intermédiaire de commandes neuromusculaires appropriées (Galloway & Koshland, 2002). C'est la présence de ces effets mécaniques spécifiques à la tâche industrielle qui explique l'activation précoce des trois chefs du trapèze, phénomène absent dans le cas de la tâche guidée mono-articulaire.

Nos résultats font également apparaître des différences qui concernent les niveaux d'activation des principaux muscles en charge du contrôle de l'articulation scapulo-thoracique. L'idée selon laquelle le rythme scapulo-huméral est dépendant de l'équilibre entre l'intensité d'activation des trois chefs du trapèze et du dentelé antérieur est largement admise dans la communauté scientifique (Cools et al., 2007a; De Mey et al., 2009; Ekstrom et al., 2003; Kibler, 2006; Ludewig & Reynolds, 2009; Maenhout et al., 2010). Nos résultats mettent en évidence un effet significatif du type de tâche sur le ratio d'activité [trapèze supérieur / trapèze inférieur] pour la phase de mouvement située entre 80° et 90° d'abduction. De plus, nous avons observé un effet significatif du type de tâche en ce qui concerne le ratio [trapèze inférieur / dentelé antérieur], et ce, pour une amplitude d'abduction allant de 70° à 110°. De la même manière que pour les timings d'activation, les couples d'interaction peuvent expliquer en partie l'effet du type de tâche sur la modification des ratios d'activités des principaux muscles stabilisateurs et rotateurs de la scapula. En effet comme nous l'avons vu précédemment, des couples d'interaction disto-proximaux apparaissent au niveau de l'épaule lors des mouvements du coude (Almeida et al., 1995; Debicki & Gribble, 2004, 2005). Ainsi, lors de la tâche industrielle caractérisée par un mouvement pluri-articulaire, la structure de la commande nerveuse responsable de la stabilisation et de la rotation de la scapula doit s'adapter afin de contrer la présence de ces couples interactifs. Les effets mécaniques appliqués au niveau de l'épaule diffèrent grandement en fonction du type de tâche réalisé. Les différences observées dans cette étude peuvent donc en partie s'expliquer par une adaptation de la commande nerveuse aux effets

mécaniques différents pour la tâche guidée et la tâche industrielle. En parallèle des effets liés aux couples interactifs, certaines caractéristiques supplémentaires associées à la tâche industrielle peuvent expliquer les différences observées. En effet, pour un angle d'abduction donné, la flexion du coude propre à la tâche industrielle engendre un bras de levier différent par rapport à la tâche guidée pour laquelle le coude est en extension complète. Cette modification du bras de levier, à laquelle s'ajoute la saisie d'un objet malgré son poids modéré (220g) lors de la tâche industrielle, se traduit par une variation de la charge appliquée au complexe articulaire de l'épaule. Le fait que l'intensité de la commande nerveuse associée à la stabilisation et la rotation de la scapula soit dépendante de la charge appliquée au niveau de l'épaule peut donc contribuer à l'explication des différences de ratios d'activation observées dans cette étude.

L'objectif principal de ce travail consistait à déterminer si les modèles expérimentaux *classiques* sont adaptés à la compréhension des mécanismes de développement des conflits sous-acromiaux dans le secteur industriel. Nos résultats permettent de prendre position vis-à-vis de ce questionnement en évoquant deux limites principales relatives à ces modèles. Premièrement, les modèles expérimentaux basés sur des mouvements guidés et/ou mono-articulaires ne permettent pas d'exprimer la structure temporelle de la musculature scapulo-thoracique associée aux conditions réelles de développement des CSA. Cette structure temporelle des mouvements scapulo-thoraciques est considérée comme un facteur d'exécution important du rythme scapulo-huméral adapté (Cools et al., 2003; De Mey et al., 2009; Kibler, 1998). Ce rythme est également dépendant de l'équilibre entre l'intensité d'activation des trois chefs du trapèze et du dentelé antérieur (Cools et al., 2007a; De Mey et al., 2009; Ekstrom et al., 2003; Kibler, 2006; Ludewig & Reynolds, 2009; Maenhout et al., 2010). L'insuffisance des modèles classiques constatée à travers les ratios d'activation lors d'une tâche industrielle constitue la seconde limite principale. En effet, certains auteurs (Hébert et al., 2003) ont

démontré que la présence d'un CSA s'accompagnait d'une réduction significative de la distance acromio-humérale pour une zone articulaire située entre 90° et 110° d'abduction. D'autres auteurs ont démontré que le CSA s'accompagnait d'une modification des rapports d'activation de la musculature scapulo-thoracique (Cools et al., 2007a; Lin et al., 2005; Ludewig & Cook, 2000). Ces résultats qui lient la diminution de l'espace sous-acromial et la modification des rapports d'activation ont été obtenus lors de la réalisation de mouvements guidés et/ou mono-articulaires. Nos résultats font état d'un effet du type de tâche sur la valeur des ratios. Ceci semble problématique car cette différence qui concerne la nature du mouvement remet en question la possibilité de transposer directement les résultats obtenus à partir de tâches mono-articulaires aux mouvements industriels, par nature pluri-articulaires.

Pour conclure, nos résultats confirment notre hypothèse principale selon laquelle la structure des commandes nerveuses et donc le contrôle des mouvements scapulaires varient en fonction de la nature de la tâche réalisée. Dès lors, cette étude contribue à la mise en évidence du caractère réducteur des modèles expérimentaux *classiques* qui apparaissent insuffisants pour l'étude des conditions de développement des CSA dans le secteur industriel. L'amélioration de la démarche de prévention des TMS de l'épaule nécessite une compréhension fine des mécanismes de développement des CSA dont le contrôle neuromusculaire des mouvements scapulaires est un élément clé. Ainsi, dans le but de rendre la démarche de prévention des TMS de l'épaule plus efficace, les prochaines études relatives à l'implication du contrôle neuromusculaire de l'épaule devront, selon nous, intégrer des modèles expérimentaux basés sur des mouvements typiques des conditions dans lesquelles se développent ces pathologies. Les caractéristiques de la tâche ayant un impact direct sur la structure de la commande neuromusculaire, il nous paraît également primordial d'intégrer des tâches fonctionnelles dans l'évaluation d'éventuels moyens de prévention.

2. Effet d'un nouvel outil de prévention des TMS de l'épaule sur l'activité des muscles en charge du complexe scapulo-thoracique

2.1.Problématique

Comme souligné dans la partie introductive le caractère réducteur des outils d'évaluation de la charge musculo-squelettique, basée sur la seule partie visible des contraintes biomécaniques représente la première limite de l'ergonomie classique. L'absence de prise en compte des règles de contrôle de la motricité volontaire est problématique puisque nous avons mis en évidence que le développement des CSA est associé à une altération qualitative et quantitative de la commande neuromusculaire, phénomène impossible à observer directement.

Une autre limite doit être envisagée. Celle-ci concerne la marge de manœuvre des ergonomes ou des concepteurs vis-à-vis des difficultés techniques, des coûts d'aménagement ainsi que des demandes croissantes de productivité. Prenons l'exemple d'un poste de travail sur lequel un opérateur doit soulever une charge devant lui de manière fréquente. Les aménagements qui répondent aux contraintes techniques et économiques consistent à rapprocher les zones d'atteinte et à diminuer l'effort (au moyen du glissement de la charge ou bien d'une aide à la manutention). Toutefois, il est important de noter que ces aménagements peuvent également entraîner une augmentation de la fréquence gestuelle. Cet effet collatéral se traduit paradoxalement par un accroissement de la répétitivité, qui bien que répondant à la demande de productivité attendue, augmente néanmoins le risque de TMS¹¹. Ainsi, basée sur des outils d'observation directe, les adaptations ergonomiques qui consistent à concentrer la

¹¹ Le rapprochement des zones d'atteinte et la diminution des efforts réduisent le temps nécessaire à chaque action technique et augmentent par conséquent la fréquence de ces actions. Imaginons une tâche qui consiste à déplacer un carton de 15kg du sol vers une étagère située à 2m de hauteur. L'aménagement du poste a permis de réduire la hauteur de dépose du carton à 1,5m et le poids du carton de moitié. La réduction des contraintes en termes d'amplitude et de poids est associée à la diminution du temps nécessaire à la tâche et donc à une augmentation de la fréquence gestuelle.

zone de travail dans des amplitudes dites de « confort » n'apparaissent pas nécessairement comme la solution satisfaisante, ce qui permet peut-être d'expliquer l'échec relatif de cette démarche de prévention (Aptel & Gaudiez, 2003).

Il existe une autre manière d'aborder ce problème, elle consiste à enrichir la démarche ergonomique par l'inclusion d'exercices physiques. En effet, plusieurs revues de littérature ont mis en évidence l'efficacité de certains types d'exercices sur la réduction des symptômes de CSA (Kromer et al., 2009; Kuhn, 2009). Ces exercices sont notamment basés sur la modification de structure de la commande nerveuse identifiée chez les sujets concernés par un CSA. Ce patron d'activation spécifique à la présence d'un CSA se caractérise par une augmentation de l'activité du muscle trapèze supérieur (Cools et al., 2007a; Lin et al., 2005; Ludewig & Cook, 2000) ainsi que d'une diminution de l'activité du muscle dentelé antérieur (Diederichsen et al., 2009; Ellenbecker & Cools, 2010; Lin et al., 2005; Ludewig & Cook, 2000) qui conduit à une augmentation du ratio [trapèze supérieur / dentelé antérieur]. En parallèle, Cools et al. (2007) signalent l'existence d'autres déséquilibres de la balance musculaire associés à la présence un CSA. Ceux-ci se caractérisent par une augmentation des ratios [trapèze supérieur / trapèze moyen] et [trapèze supérieur / trapèze inférieur]. Ces modifications du contrôle neuromusculaire de l'articulation scapulo-thoracique sont associées à une dyskinésie spatiale de la scapula et par conséquent à une augmentation de la compression des structures sous-acromiales (Ludewig & Reynolds, 2009; Ludewig & Cook, 2000). En parallèle, une altération du contrôle neuromusculaire de l'articulation gléno-humérale peut être à l'origine d'une modification de la position de la tête humérale dans la glène de la scapula, ce qui amplifie la compression de ces structures. Ce décentrage de la tête humérale est largement associé à un déficit d'activation ou de force des muscles de la coiffe des rotateurs (Michener et al. 2003; Sharkey & Marder, 1995).

Fort logiquement, selon Escamilla et al. (2014), l'efficacité des exercices repose sur la restauration de la stabilité dynamique des articulations scapulo-thoracique et gléno-humérale, par un renforcement adapté de la musculature en charge du contrôle de ces deux articulations.

Au cours de la dernière décennie, la littérature scientifique relative au renforcement des muscles en charge de la stabilité dynamique de l'articulation scapulo-thoracique n'a cessé de croître. Les exercices proposés doivent cibler le recrutement des muscles trapèze moyen, trapèze inférieur et dentelé antérieur, tout en limitant l'activation du muscle trapèze supérieur. Autrement dit, la réalisation des exercices doit être associée à une faible valeur des ratios calculés entre les différents chefs du trapèze (*i.e.* $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze moyen}}$ et $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze inférieur}}$) d'une part ainsi qu'entre le trapèze supérieur et le dentelé antérieur (*i.e.* $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Dentelé antérieur}}$) d'autre part. À partir de 12 exercices fréquemment utilisés pour le renforcement de la musculature scapulo-thoracique, Cools et al. (2007b) en ont déterminé deux particulièrement efficaces pour cibler le recrutement des trapèzes moyen et inférieur tout en assurant une faible participation du trapèze supérieur (*cf.* figure 38). En revanche, parmi les 12 exercices étudiés, aucun ne permet d'obtenir une faible valeur en ce qui concerne le ratio $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Dentelé antérieur}}$.

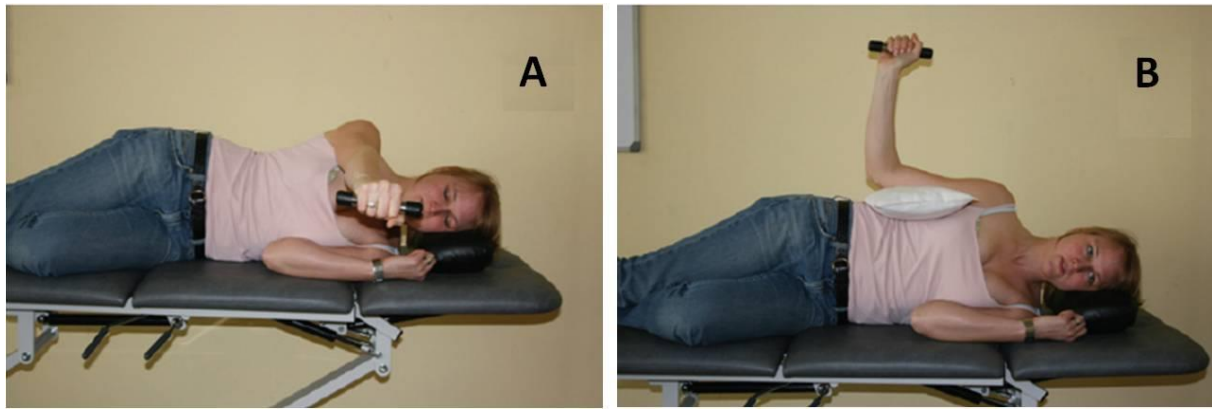


Figure 38. Illustration des exercices de référence afin de cibler le recrutement des muscles trapèze moyen et trapèze inférieur tout en limitant l'activation du muscle trapèze supérieur. L'exercice de flexion dans le plan sagittal (A) permet de minimiser le ratio $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze moyen}}$ alors que l'exercice de rotation latérale de l'humérus (B) permet de minimiser le ratio $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze inférieur}}$. Issu de Cools et al. (2007b).

Ludewig et al. (2004) se sont quant à eux intéressés au ratio $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Dentelé antérieur}}$ lors de l'exécution de différents exercices en chaîne cinétique fermée. Comme Cools et al. (2007b), les auteurs ont identifié un exercice de référence permettant de cibler le recrutement du dentelé antérieur tout en minimisant la participation du trapèze supérieur. Cet exercice, illustré dans la figure 39, consiste à réaliser un mouvement de pompe particulier appelé *push-up plus*, pour lequel une abduction des scapula doit être exécutée en position haute.



Figure 39. *Illustration de l'exercice « push-up plus », exercice de référence afin de cibler le recrutement du dentelé antérieur tout en minimisant la contribution du trapèze supérieur. Notez l'abduction des scapula exécutée en position haute. Issu de Ludewig et al. (2004).*

Si ces différents exercices sont considérés comme des références dans le renforcement de la musculature scapulo-thoracique, il faut néanmoins noter qu'ils ne s'affranchissent pas des contraintes spécifiques au secteur industriel. Plusieurs éléments doivent être pris en compte. Premièrement, les exercices qui utilisent des poids additionnels (Cools et al., 2007b) ou ceux réalisés contre résistance naturelle (charge corporelle) (Ludewig et al., 2004) sont généralement considérés par les opérateurs comme une difficulté supplémentaire qui s'ajoute à leur charge de travail plutôt qu'une solution de prévention. Deuxièmement, les postures adoptées lors des exercices (allongé sur le côté, travail au sol ou à quatre pattes) sont considérés comme gênantes voire humiliantes. Enfin l'impossibilité pour certains opérateurs de réaliser ces exercices du fait de la présence d'un handicap quelconque représente également un obstacle à la mise en place de ces exercices au sein du secteur industriel. C'est pour répondre à ces contraintes, que nous avons décidé d'utiliser un exercice particulier. Il s'agit d'un exercice qui vise à opérer un recentrage dynamique de la tête humérale en chaîne cinétique fermée. Cet exercice est réalisé à l'aide d'un dispositif spécifique, le Scapuleo™ (Europhyseo, Charleville-Mézières, France)

qui permet de corriger les décentrages gléno-huméraux par un recrutement global de la coiffe des rotateurs d'une part et le renforcement de la musculature scapulo-thoracique d'autre part (Stévenot et al., 2012). Ce dispositif permet surtout à l'opérateur d'effectuer les exercices de prévention plus aisément dans le cadre de son activité professionnelle (posture assise, réglage individuel, mouvements de faible amplitude et consignes claires).

2.2.Objectif et hypothèses

L'objectif principal de ce travail consistait à mesurer l'effet d'un outil de prévention des TMS de l'épaule sur l'activité des muscles en charge du complexe scapulo-thoracique. En accord avec les exercices de référence décrits dans la littérature, considérés ici comme les *gold-standard*, nous faisons l'hypothèse que les exercices de mobilisation du complexe scapulo-huméral réalisés sur cet outil devraient être associés (i) à une faible activité du muscle trapèze supérieur ainsi que (ii) à une faible valeur des ratios d'activation entre le trapèze supérieur et les autres muscles étudiés.

2.3.Matériel et méthodes

2.3.1. Sujets

Dix-huit sujets (8 femmes, 10 hommes; âge=21,4 ans \pm 2,34 ; taille=172,8 cm \pm 8,7; poids moyen ; 68,3 kg \pm 12,5) ont participé à cette étude. Chaque sujet a complété un questionnaire (Annexes 1) afin d'obtenir des informations sur les sports pratiqués, le niveau et le temps de pratique, ainsi que sur les douleurs et les blessures dans la région de l'épaule et du cou. Les critères d'exclusion ont été déterminés sur la base des travaux de Cools et al. (2007a; 2007b; 2003). Ces critères étaient une luxation ou une intervention chirurgicale sur l'une des deux épaules, une douleur à l'épaule ou dans la région cervicale, une limitation d'amplitude du

complexe articulaire de l'épaule ou encore la pratique d'un sport nécessitant l'élévation du bras (e.g. Volley-ball, Hand-ball, gymnastique, sports de lancer, etc.) plus de 4 heures par semaine.

2.3.2. Tâche et dispositif expérimental

Pour chaque sujet, les activités des muscles stabilisateurs et rotateurs de la scapula ont été enregistrées lors d'un exercice spécifique réalisé à l'aide du Scapuleo™. Ces activités ont été comparées à celles enregistrées lors de la réalisation de 3 exercices de référence.

2.3.2.1. Exercices de référence

Chacun des trois exercices de référence (notés **A**, **B** et **C**) sont illustrés dans la figure 41. Tous permettent d'obtenir une faible valeur des ratios musculaires impliqués dans la prise en charge thérapeutique des CSA.

Les exercices **A** et **B** ont été sélectionnés sur la base des résultats de Cools et al., (2007b). Ces deux exercices étaient exécutés en décubitus latéral (sujet allongé sur le côté en position horizontale) et avec charge additionnelle. La charge de travail était calculée individuellement en fonction du sexe et du poids à partir du tableau suivant (Cools et al., 2007b) (figure 40).

Applied to the Male Subjects for the Exercises			
Exercise	Subject Weight		
	50-59 kg	60-69 kg	70-85 kg
Forward flexion in side-lying position	2.5	3	3.5
Side-lying external rotation	2.5	3	3.5
Applied to the Female Subjects for the Exercises			
Exercise	Subject Weight		
	50-55 kg	56-64 kg	65-75 kg
Forward flexion in side-lying position	2	2.5	3
Side-lying external rotation	2.5	3	3

Figure 40. *Valeur des poids (kilogrammes) appliqués aux hommes (en haut) et aux femmes (en bas) en fonction de l'exercice et du poids des sujets. L'exercice « Forward flexion in side-lying position » correspond à l'exercice (A) alors que l'exercice « side-lying external rotation » correspond à l'exercice (B). Issu de Cools et al., (2007b).*

Pour l'exercice **A**, les sujets devaient exécuter un mouvement de flexion dans le plan sagittal à partir d'une position initiale à 0° de flexion (figure 41, A₁) pour atteindre en 3 secondes une position finale d'environ 135° de flexion (figure 41, A₂) qu'ils maintenaient pendant 3 autres secondes. Cet exercice sert de référence pour le ratio $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze moyen}}$. Pour l'exercice **B**, les sujets devaient réaliser à partir d'une position initiale en rotation médiale (figure 41, B₁), une rotation latérale maximale de l'humérus en 3 secondes avec le coude fléchi à 90° (figure 41, B₂) puis maintenir cette position pendant 3 autres secondes. Cet exercice sert de référence pour le ratio $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze inférieur}}$.

L'exercice **C** a été sélectionné sur la base des travaux de Ludewig et al., (2004). Contrairement aux exercices **A** et **B**, l'exercice **C** est réalisé sans charge additionnelle, la seule charge étant le poids du sujet. Il consistait, à partir d'une position haute de pompe (figure 41, C₁), à réaliser une abduction des scapula en 1 seconde avec la consigne de pousser les épaules vers l'avant et de faire le dos rond tout en gardant les bras tendus (figure 41, C₂) puis maintenir cette position pendant 2 secondes. Cet exercice est la référence pour le ratio $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Dentelé antérieur}}$.

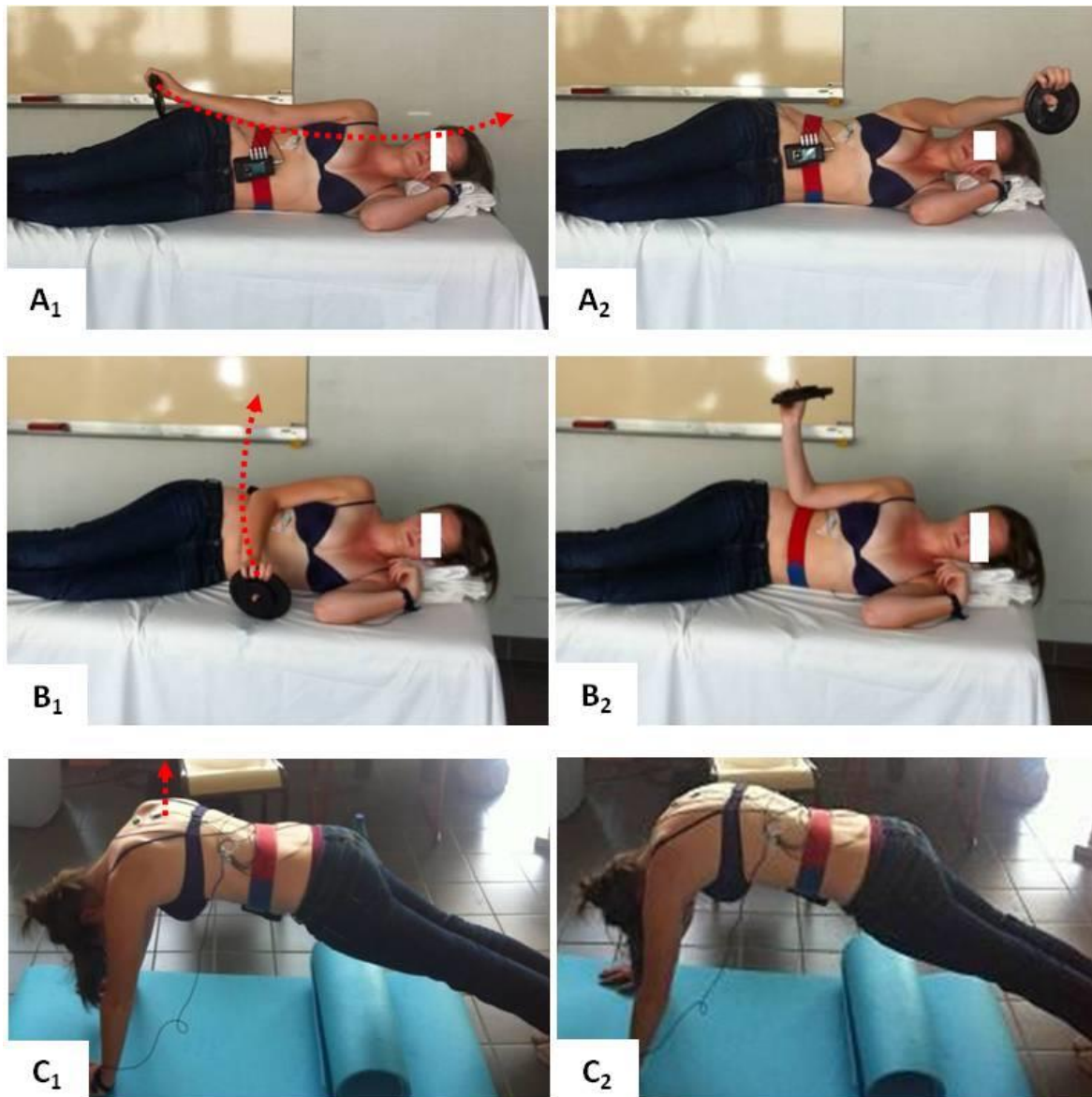


Figure 41. Illustration des exercices de référence utilisés dans cette étude pour le renforcement des muscles stabilisateurs et rotateurs de la scapula. La position de départ de chaque exercice est illustrée sur la colonne de gauche, alors que la position finale (maintenue sous un régime de contraction isométrique) se situe sur la colonne de droite. Exercice (A) : Flexion dans le plan sagittal, exercice (B) : Rotation latérale et exercice (C) : Push-up plus.

2.3.2.2. Exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™

L'exercice **D** a été réalisé sur le Scapuleo™. Il permet un travail en chaîne cinétique fermée (cf. figure 42) selon un mode en traction **D** et un mode en compression **D'** (cf. annexe 3

pour une description plus complète de cet exercice spécifique). Le Scapuleo™ était ajusté à la morphologie de chaque sujet afin d'obtenir une position neutre standardisée. Cette position initiale se caractérise par 3 critères :

- le bras du sujet est dans le plan scapulaire (*i.e.* 30° en avant du plan frontal),
- le coude en extension complète sans abduction de la scapula,
- la main est au niveau du sommet du crane.

À partir de cette position initiale, l'exercice consistait à exercer, en une seconde, une traction (exercice **D**) ou une compression (exercice **D'**) de la poignée tout en gardant le bras tendu, dans le but d'isoler le travail musculaire de l'épaule. Les sujets avaient comme consigne de maintenir ces positions de traction ou de compression pendant 2 secondes (phase isométrique) avant d'opérer un retour contrôlé en position initiale.

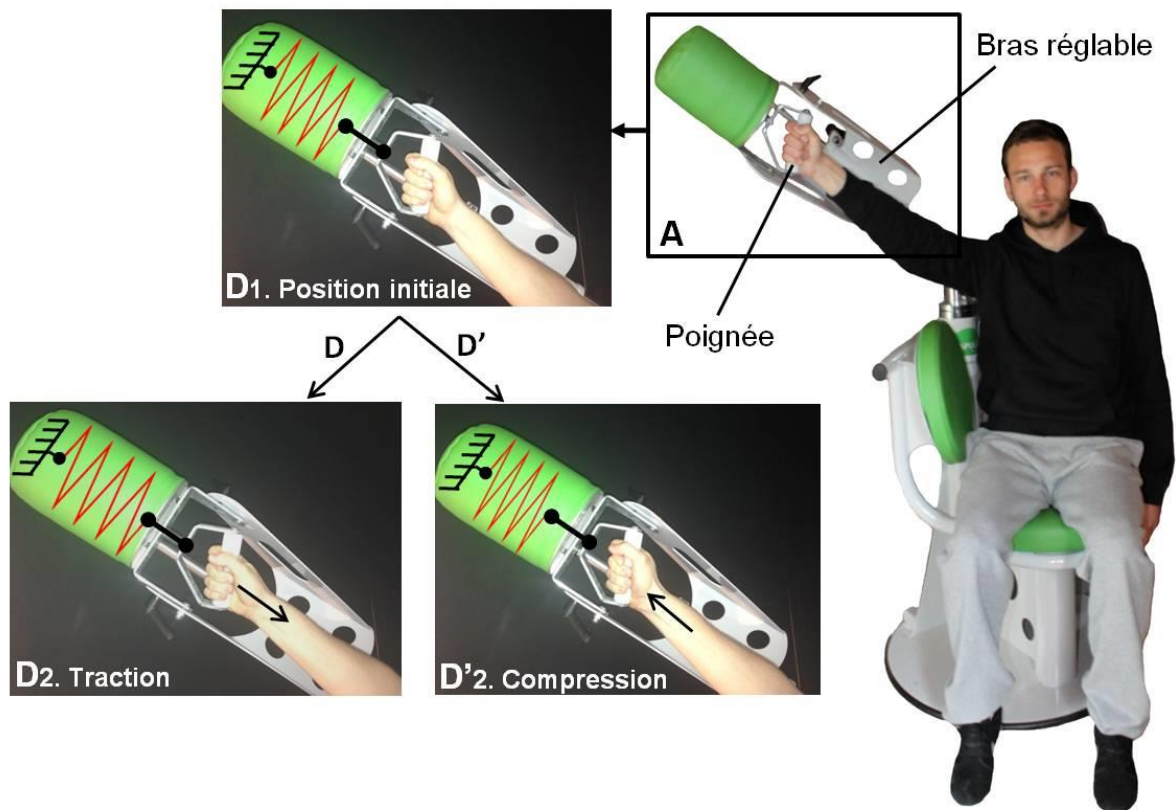


Figure 42. Illustration de l'exercice en chaîne cinétique fermée réalisé à l'aide du Scapuleo™. D_1 : Le sujet est en position neutre, le ressort (en rouge) est dans sa longueur initiale (l_0). D_2 : Le sujet produit une force de traction sur la poignée. D'_2 : Le sujet produit une force de compression sur la poignée. Le ressort qui s'oppose aux forces de traction (allongement du ressort) et de compression (raccourcissement) dispose d'une raideur de: $k=2,21 \text{ daN/mm}$ et d'une flèche maximale de $22,86 \text{ mm}$.

L'activité électromyographique des principaux muscles rotateurs de la scapula a été collectée à l'aide d'un Datalog™ (modèle P3X8, Biometrics Ltd, UK) à une fréquence de 1000Hz. Des électrodes de surface pré-amplifiées (SX230-1000, Biometrics Ltd, UK) ont été placées en accord avec les recommandations de Basmajian & De Luca (1985) longitudinalement par rapport aux fibres des muscles Trapèze Supérieur (TS), Trapèze Moyen (TM), Trapèze Inférieur (TI) et Dentelé Antérieur (DA). Afin de minimiser l'impédance cutanée et faciliter l'acquisition des signaux, la peau des sujets était rasée, desquamée et dégraissée. Les données EMG étaient filtrées au moyen d'un filtre passe-bande (15-450Hz) à

proximité du site d'enregistrement, l'impédance de l'amplificateur était de 10^{15} avec un taux de réjection au mode commun de 110dB. Une synchronisation des signaux EMG a été réalisée au moyen d'une caméra vidéo (Canon, fréquence d'échantillonnage : 25Hz) et du logiciel CAPTIV (L7000, TEA, France).

2.3.3. Procédure

Après avoir rempli le questionnaire d'informations et le formulaire de consentement, les sujets devaient réaliser chacun des quatre exercices, préalablement démontrés par l'expérimentateur qui contrôlait ensuite la qualité de leur exécution. Une fois cette phase d'entraînement passée, ils étaient équipés des électrodes de surface puis devaient produire trois Contractions Maximales Volontaires Isométriques (CMVi), d'une durée de 5 secondes pour chacun des muscles étudiés. Ce testing musculaire a été réalisé selon les positions standards décrites par (Kendall et al., 2005). Cette procédure permet d'exprimer les activités EMG de manière relative quelque soit les caractéristiques de chaque sujet. Un tirage au sort permettait ensuite de déterminer l'ordre de réalisation des exercices.

Les sujets avaient comme consigne d'effectuer 5 répétitions de chaque exercice décrit dans la partie tâche et dispositif expérimental (**A**, **B**, **C**, **D** et **D'**). Les temps de mouvement, les temps de maintien isométrique ainsi que les pauses inter-répétitions étaient contrôlés grâce à l'utilisation d'un métronome électronique. De plus, les sujets disposaient d'une période de repos de 3 minutes entre chaque exercice dans le but de limiter les phénomènes de fatigue musculaire et de maximiser la concentration des sujets.

2.3.4. Traitement des données

Dans le cadre de ce travail, seule la phase isométrique a été retenue pour le traitement des données. Ce choix a été motivé par deux arguments principaux. Le premier repose sur le fait que Cools et al. (2007b) ont identifié la phase isométrique comme étant la plus favorable à la

réduction des valeurs de ratio pour les exercices **A** et **B**. Le second repose sur l'hétérogénéité des paramètres spatiaux et temporels correspondant aux phases dynamiques des différents types d'exercice. Comme l'illustre la figure 43, le repérage des phases isométriques a été effectué à partir de la synchronisation des données vidéo et EMG. Une période stabilisée d'une durée minimum d'une seconde a été sélectionnée pour chaque répétition, période à partir de laquelle les activités EMG intégrées (EMGi) ont été calculées pour chaque muscle puis moyennées pour chaque exercice. Ces valeurs ont été normalisées à l'activité EMGi enregistrée lors de la production de CMVI. Le calcul des ratios a été réalisé pour chaque sujet et chaque exercice en divisant l'EMGi moyenne du TS par l'EMGi moyenne des muscles TM, TI et DA puis en multipliant par 100 pour obtenir l'activité relative du TS en pourcentage des autres muscles (Cools et al. 2007a).

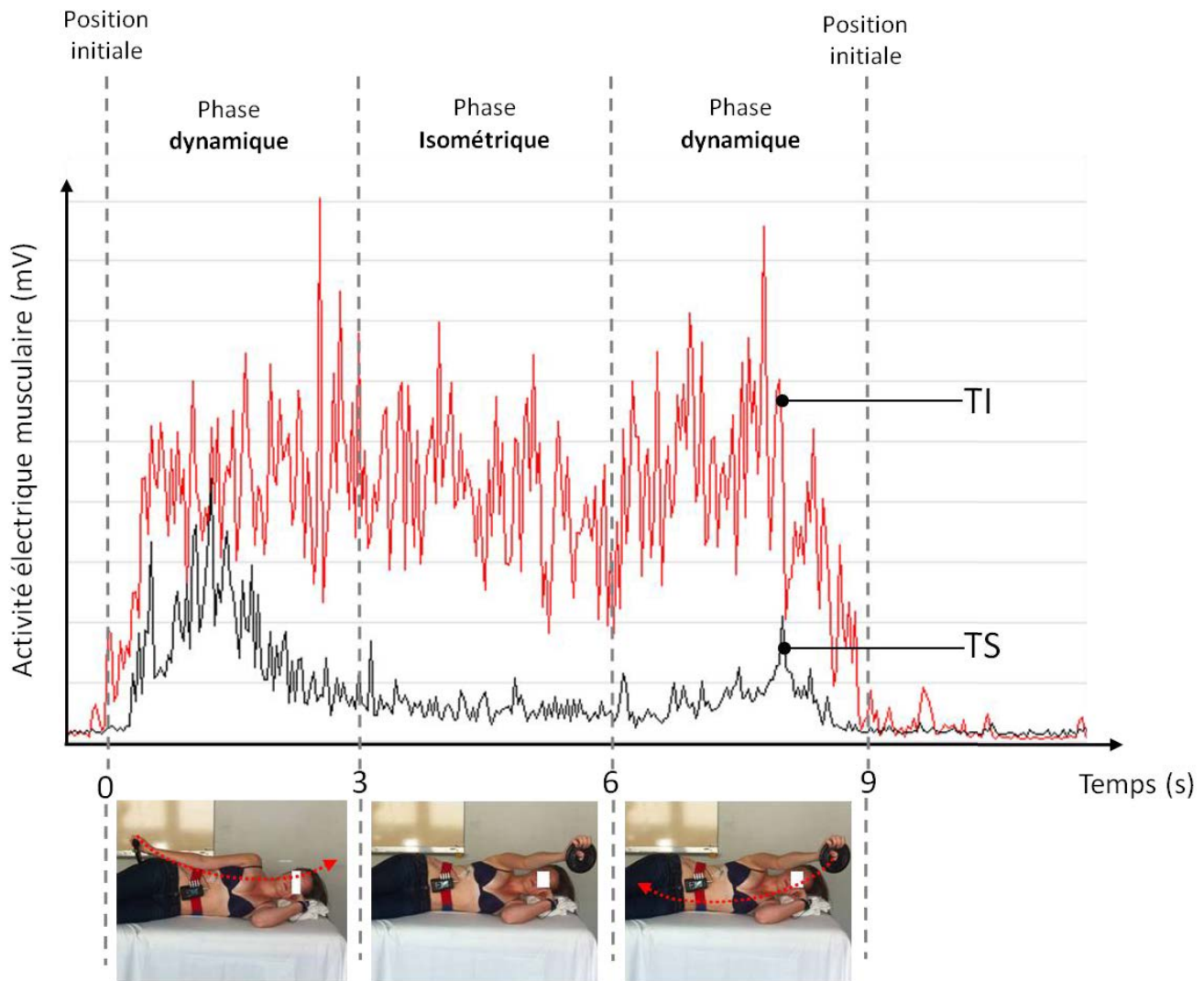


Figure 43. Illustration du traitement des données EMG (sujet #3) lors de l'exercice A. La phase isométrique retenue pour le traitement des données correspond à l'image du milieu. **TI** (en rouge) : Trapèze inférieur. **TS** (en noir) : Trapèze supérieur.

2.3.5. Analyse statistique

Le choix de ce plan de comparaison a été motivé par le prélèvement de données EMG préalable à cette étude, uniquement sur l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™, ce qui nous a permis de déterminer laquelle des deux modalités de cet exercice (*i.e.* **D** et **D'**) était associée à la plus faible valeur pour chacun des 3 ratios étudiés. Sur la base des résultats de ces pré-tests, nous avons entrepris de comparer les ratios correspondant au travail en traction **D** aux exercices

de référence **A** et **B** d'une part et les ratios correspondant au travail en compression **D'** à l'exercice **C** d'autre part.

Le test de Shapiro-Wilk n'ayant pas permis de vérifier la normalité des données, un test de Wilcoxon a été appliqué (i) dans le but de comparer l'activité du muscle TS entre les différents exercices et (ii) dans le but de comparer les ratios du TS et des autres muscles entre les deux modalités d'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ (D et D') et les exercices de référence (A, B et C). Les résultats issus de pré-tests nous ont permis de déterminer de faibles valeurs des ratios $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze moyen}}$ et $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze inférieur}}$ lors du travail en traction (*i.e.* exercice **D**) alors que l'exercice en compression (*i.e.* exercice **D'**) était associé au ratio $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Dentelé antérieur}}$ le plus faible. Ces pré-tests nous ont permis de construire le plan de comparaison qui nous semble le plus adéquat (*cf.* table 3).

Table 3. Plan de comparaison des différents ratios d'activation.

Ratio	Exercice de référence		Exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™
$\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze moyen}}$	A (Flexion en décubitus latéral)	vs.	D (travail en traction)
$\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze inférieur}}$	B (Rotation médiale en décubitus latéral)	vs.	D (travail en traction)
$\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Dentelé antérieur}}$	C (Push-up plus)	vs.	D' (travail en compression)

2.4. Résultats

2.4.1. Comparaison de l'activation du trapèze supérieur lors des différents exercices

L'analyse statistique a révélé des différences significatives entre l'exercice **B** et l'exercice **C** ($z=3,01$; $p<0.01$) ainsi qu'entre l'exercice **B** et l'exercice **D** ($z=3,42$; $p<0,001$). En effet, comme l'illustre la figure 44, l'activité EMG moyenne du trapèze supérieur est plus importante lors des exercices **C** ($8,76\pm5,27\%$) et **D** ($10,44\pm7,80\%$) en comparaison à l'exercice **B** ($4,02\pm2,26\%$).

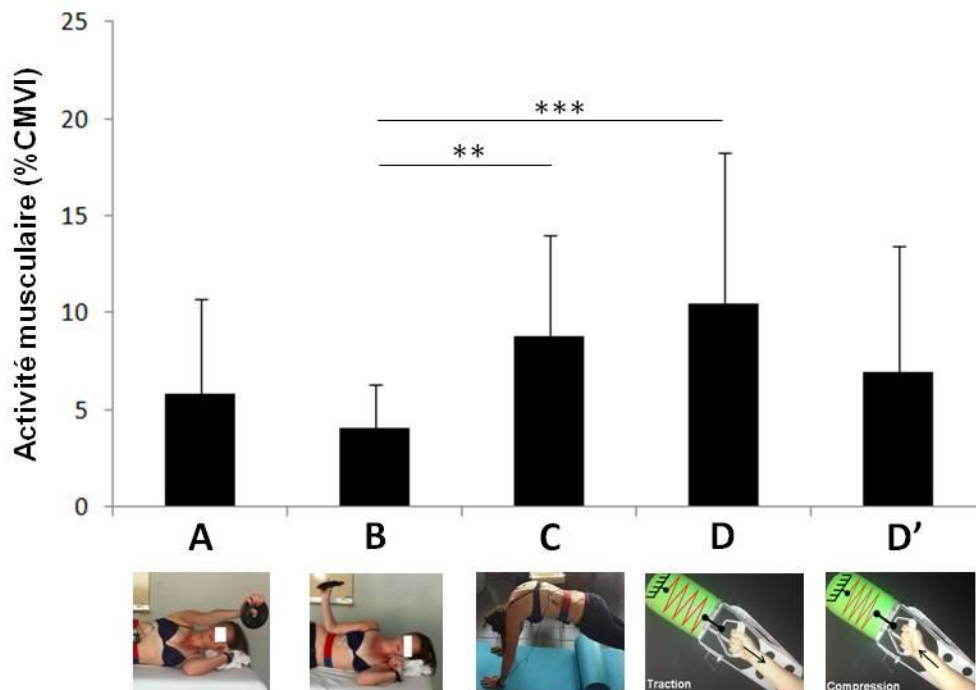


Figure 44. Illustration de l'activité musculaire moyenne du trapèze supérieur lors des différents exercices (exprimée en pourcentage de la CMVI). Les barres d'erreur représentent l'écart type. ***($p<0.001$) et **($p<0.01$).

2.4.2. Comparaison des ratios d'activation entre les deux modalités d'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ et les exercices de référence

2.4.2.1. Ratio d'activation entre le trapèze supérieur et le trapèze moyen

L'analyse statistique a révélé une différence significative entre le ratio d'activation relevé lors de l'exercice de référence **A** et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ **D** ($z=3,43$; $p<0,001$). Comme l'illustre la figure 45, le ratio $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze moyen}}$ est plus faible dans le cas de l'exercice **A** ($20,0\pm9,09\%$) par rapport à l'exercice **D** ($61,25\pm38,84\%$).

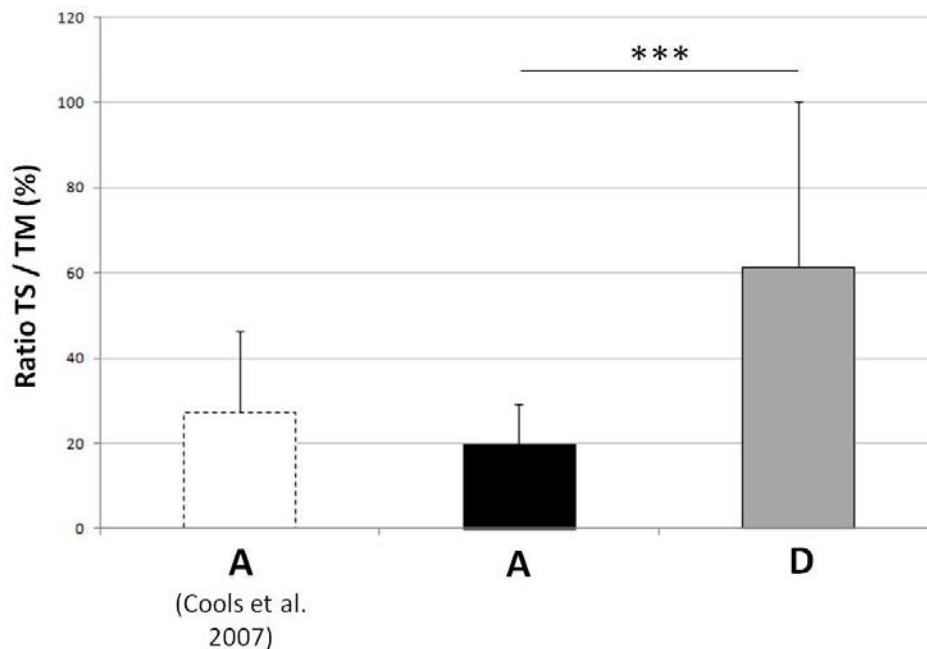


Figure 45. Illustration de l'activation relative du trapèze supérieur par rapport au trapèze moyen entre l'exercice de référence **A** et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ **D**. Les valeurs pour ce même ratio rapportées précédemment par Cools et al. (2007b) apparaissent en blanc avec une bordure pointillée. Les barres d'erreur représentent l'écart type. ***($p<0,001$).

2.4.2.2. Ratio d'activation entre le trapèze supérieur et le trapèze inférieur

L'analyse statistique a révélée une différence significative entre le ratio d'activation relevé lors de l'exercice de référence **B** et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ **D** ($z=2,39$; $p<0,016$). Comme l'illustre la figure 46, le ratio $\frac{\text{Trapèze supérieure}}{\text{Trapèze inférieure}}$ est plus faible dans le cas de l'exercice **B** ($13,38\pm9,33\%$) par rapport à l'exercice **D** ($28,6\pm23,19\%$).

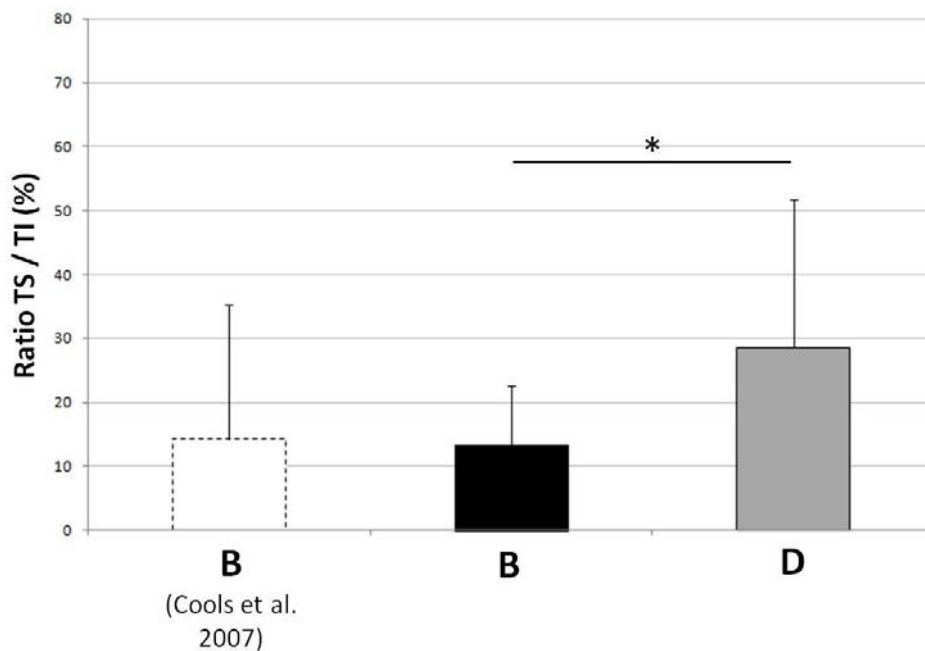


Figure 46. Illustration de l'activation relative du trapèze supérieur par rapport au trapèze inférieur entre l'exercice de référence **B** et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ **D**. Les valeurs pour ce même ratio rapportées précédemment par Cools et al. (2007b) apparaissent en blanc avec une bordure pointillée. Les barres d'erreur représentent l'écart type. $*(p<0,05)$.

2.4.2.3. Ratio d'activation entre le trapèze supérieur et le dentelé antérieur

Finalement, aucune différence significative entre le ratio d'activation relevé lors de l'exercice de référence **B** et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ **D'** ($z=1,77$; $p<0,076$) n'a été révélée par l'analyse statistique. Comme l'illustre la figure 47, le ratio $\frac{\text{Trapèze supérieure}}{\text{dentelé antérieur}}$ est

plus faible dans le cas de l'exercice **B** ($13,05 \pm 6,34\%$) par rapport à l'exercice **D** ($19,37 \pm 16,23\%$).

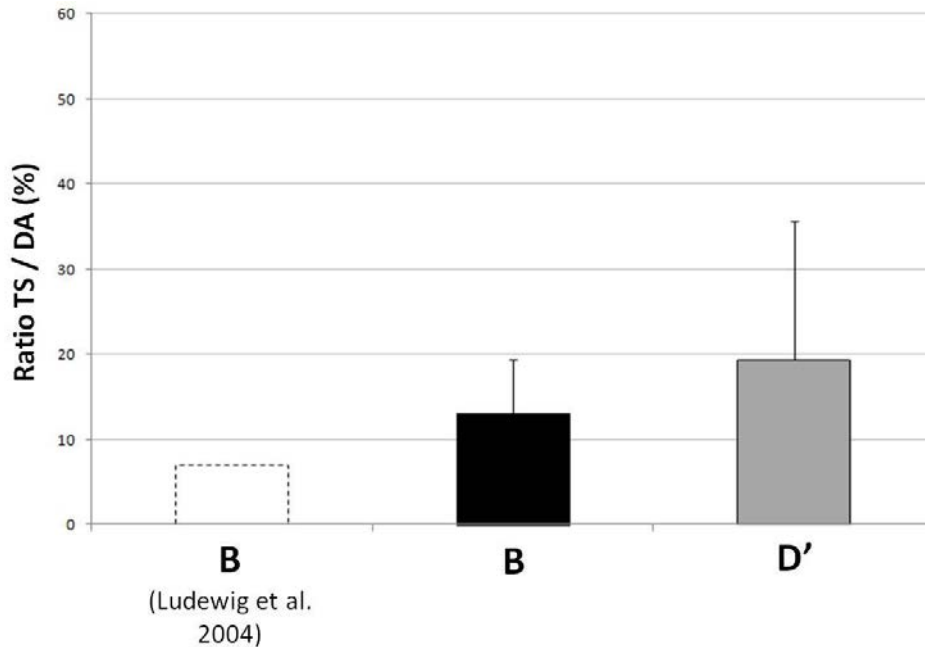


Figure 47. Illustration de l'activation relative du trapèze supérieur par rapport au dentelé antérieur entre l'exercice de référence **C** et l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ **D'**. Les valeurs pour ce même ratio rapportées précédemment par Ludewig et al. (2004) apparaissent en blanc avec une bordure pointillée (écart type non disponible). Les barres d'erreur représentent l'écart type.

2.5. Discussion

L'objectif principal de ce travail consistait à mesurer l'effet d'un outil de prévention des TMS de l'épaule sur l'activité des muscles en charge de la mobilisation et de la stabilisation de la scapula. Les résultats obtenus nous permettent de confirmer les hypothèses formulées selon lesquelles le travail sur le Scapuleo™ devait être associé à une faible activité du trapèze supérieur ainsi qu'à une faible valeur des ratios d'activation calculés entre le trapèze supérieur et les autres muscles étudiés (trapèze moyen, trapèze inférieur et dentelé antérieur).

En premier lieu, nos résultats démontrent que les exercices de référence ont été fidèlement reproduits. En effet, les niveaux d'activité du trapèze supérieur ainsi que les ratios d'activations calculés pour les exercices de référence (**A**, **B** et **C**) sont comparables à ceux rapportés par Cools et al. (2007b) lors des phases isométriques de flexion et de rotation médiale de l'humérus ainsi que par Ludewig et al. (2004) lors de la phase supplémentaire de *push-up plus*. Ce résultat rend légitime la comparaison entre les deux modalités d'exercice réalisées sur le Scapuleo™ et les exercices de référence.

Concernant le niveau d'activation du trapèze supérieur, nos résultats font état d'une activité moyenne de $7,2 \pm 2,5\%$ CMVI (pour l'ensemble des exercices). Ce niveau d'activité est jugé faible malgré une augmentation significative associée à l'utilisation du Scapuleo™ (**D'**). Le mouvement de compression génère un niveau de $10,44 \pm 7,8\%$ de la CMVI qui s'avère toutefois largement inférieur aux niveaux relevés lors de l'exécution de certains exercices de prise en charge des conflits sous-acromiaux (Cools et al. 2007b). L'augmentation de l'activité du trapèze supérieur constitue une des principales modifications de la commande nerveuse responsable de la stabilisation et de la mobilisation de la scapula chez les personnes concernées par un CSA (Chester et al., 2010; Cools et al., 2007a; Lin et al., 2005; Ludewig & Cook, 2000). La contraction du trapèze supérieur, inséré sur la partie distale de la clavicule, produit une élévation et une rétraction de la clavicule par rapport au thorax (Fey et al., 2007; Johnson et al., 1994). Seulement un tiers de ce mouvement génère une sonnette latérale de la scapula (soit environ 3° sur les 50° ou plus mesurés chez des sujets sains) alors que les deux tiers restants sont associés à une inclinaison antérieure de la scapula (Ludewig et al., 2009; McClure et al., 2001). Or afin d'éviter le mécanisme de CSA, la scapula doit effectuer un mouvement de sonnette latérale combiné à un mouvement d'inclinaison postérieure (Ludewig & Cook 2000, McClure et al., 2001). Par conséquent, en limitant le mouvement d'inclinaison postérieure de la scapula voire en générant une inclinaison antérieure de la scapula, la sur-activation du trapèze

contribue au développement des CSA. Nos résultats attestent donc de la conformité du travail réalisé sur le Scapuleo™ vis-à-vis de la faible activité du trapèze supérieur, considérée comme un élément central dans le processus de réhabilitation des CSA (De Mey et al., 2012).

Concernant les valeurs du ratio $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Dentelé antérieur}}$ associées au travail en compression sur le Scapuleo™ (**D'**) aucune différence n'a été rapportée par rapport à l'exercice **C**. Nous pouvons donc considérer que cet exercice est aussi efficace que le *gold-standard* dans le but de générer de faibles valeurs de ce ratio. De plus, le ratio moyen calculé lors de l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ ($19,37 \pm 16,23\%$) peut être qualifié d'excellent au regard du classement de Cools et al. (2007b). Ce résultat nous semble d'autant plus intéressant que la restauration de l'équilibre musculaire entre le trapèze supérieur et le dentelé antérieur est sûrement la plus importante dans le processus de rééquilibration des balances musculaires chez les personnes concernées par un CSA. En effet, l'augmentation d'activité du trapèze supérieur combinée à la diminution d'activité du dentelé antérieur représentent les résultats les plus consistants, relatifs à l'altération du contrôle neuromusculaire des mouvements scapulaires (Cools et al., 2007a, Chester et al., 2009, Diederichsen et al., 2009, Ellenbecker & Cools 2010, Lin et al., 2005, Ludewig & Cook 2000). En outre, le muscle dentelé antérieur, considéré comme le principal muscle mobilisateur de la scapula, se trouve être le seul capable de produire l'ensemble des composantes de mouvement de la scapula lors des mouvements d'élévation du bras (*i.e.* sonnette latérale, rotation latérale, inclinaison postérieure et stabilisation du bord médial et de l'angle inférieur de la scapula sur le thorax évitant ainsi le décollement de la scapula) (Ludewig et al., 2004; Ludewig et al., 1996; McClure et al., 2001). Or, la mobilisation en trois dimensions de la scapula lors de mouvements du bras s'avère primordiale dans le but d'élever l'acromion, ce qui permet le maintien de l'espace sous-acromial, d'assurer la qualité du rythme gléno-huméral, d'optimiser les relations force-longueur du deltoïde ou encore de maximiser

l'amplitude de mouvement de l'humérus par rapport au thorax (Inman et al., 1996; Ludewig & Cook, 2000; Ludewig et al., 1996).

Concernant les ratios d'activation $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze moyen}}$ et $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze inférieur}}$, les comparaisons des valeurs obtenues lors du travail en traction sur le Scapuleo™ (**D**) à celles des exercices de référence **A** et **B** font état d'une augmentation significative associée au dispositif. Ce résultat, qui de prime abord semble problématique, demande à être relativisé sur la base de différents éléments. Cette augmentation est constatée face à un exercice considéré comme des *gold-standard*. Autrement dit, les valeurs de ratios qui correspondent à la modalité d'exercice **D** ne sont pas forcément inadaptées pour la prise en charge thérapeutique. Avec des valeurs de $61,2 \pm 38,8\%$ et de $28,6 \pm 23,1\%$ respectivement pour les ratios $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze moyen}}$ et $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze inférieur}}$, l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ peut s'avérer pertinent dans le processus de rééquilibration des balances musculaires. En effet, une valeur de ratio inférieure à 100% traduit une activation plus importante du muscle trapèze moyen et du trapèze inférieur relativement à celle du trapèze supérieur. De plus, selon le classement proposé par Cools et al. (2007b), les exercices disposent d'une efficacité modérée si la valeur du ratio est comprise entre 100% et 80%, bonne entre 80% et 60% et excellente si elle est inférieure à 60%. Par conséquent, au regard de ce classement, l'efficacité de l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™ en traction peut être respectivement considérée comme bonne pour le ratio $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze moyen}}$ et excellente pour le ratio $\frac{\text{Trapèze supérieur}}{\text{Trapèze inférieur}}$.

L'objectif principal de cette seconde contribution expérimentale consistait à mesurer l'effet d'un outil de prévention des TMS de l'épaule sur l'activité des muscles en charge du complexe scapulo-thoracique. Nos résultats ont mis en évidence la pertinence de l'exercice de recentrage dynamique de la tête humérale réalisé à l'aide du Scapuleo™ dans le processus de rééquilibration des balances d'activité des muscles stabilisateurs et mobilisateurs de la scapula,

considéré comme un élément central dans la prise en charge des CSA. Il reste toutefois à déterminer si les contraintes associées à l'application industrielle sont effectivement levées grâce à ce dispositif.

CHAPITRE 4

APPLICATIONS INDUSTRIELLES

Intégration d'exercices de prévention dans le secteur industriel

-

Intégration de l'électromyographie de surface comme outil de lutte contre les

TMS



La valorisation des activités de recherche, qui consiste à transférer les connaissances et compétences scientifiques vers les entreprises, constitue un réel enjeu de développement économique et social. Le doctorat sous convention CIFRE bénéficie dans ce cadre d'un intérêt tout particulier en encourageant les collaborations entre les laboratoires de recherche et les entreprises privées. L'objectif de ce type de collaboration ne consiste pas seulement à mettre en œuvre des connaissances et des compétences issues d'un domaine de recherche particulier au sein du milieu professionnel, elle doit également ouvrir au développement de démarches d'explorations scientifiques appliquées aux milieux spécifiques tel que le secteur de production industrielle. Dans ce chapitre seront présentés les bénéfices associés à la collaboration entre le Groupe SEB et le Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (E.A. 4338) pour l'enrichissement de la démarche de lutte contre les TMS.

1. Intégration d'exercices de prévention dans le secteur industriel

1.1.Problématique

Depuis une dizaine d'années, plusieurs études ont tenté de mesurer l'efficacité de programmes d'intervention basés sur la réalisation d'exercices physiques pour la prévention des TMS de l'épaule dans le cadre du travail sur écran (Andersen et al., 2013; Andersen et al., 2010, 2011; Blangsted et al., 2008; Sjögren et al., 2005), du travail en laboratoire (Pedersen et al., 2013; Zebis et al., 2011) ou encore du travail dans le bâtiment (Ludewig & Borstad, 2003). Parmi les programmes d'intervention mis en place, il est possible de distinguer d'une part des exercices généraux dont l'objectif est d'augmenter les capacités physiques des individus, et des exercices thérapeutiques qui visent à prévenir les altérations cinématiques et neuromusculaires associées aux mécanismes de développement de pathologies spécifiques de l'épaule d'autre part. Comme illustrés sur la figure 48, les exercices généraux renforcent indistinctement

l'ensemble de la musculature péri-articulaire de l'épaule par l'exécution de mouvements classiques de flexion/extension (Andersen et al., 2010, 2011; Blangsted et al., 2008; Sjögren et al., 2005; Zebis et al., 2011), d'abduction (Andersen et al., 2010, 2011; Blangsted et al., 2008; Zebis et al., 2011), d'élévation de l'épaule « *shrug* » (Andersen et al., 2011; Blangsted et al., 2008; Pedersen et al., 2013; Zebis et al., 2011) ou encore de mouvement type *rameur* (Andersen et al., 2011; Blangsted et al., 2008). L'effet bénéfique de ces exercices a été démontré sur la diminution de la douleur ressentie au niveau de l'épaule (Blangsted et al., 2008; Pedersen et al., 2013; Zebis et al., 2011) ou de manière moins spécifique dans la région scapulaire (Andersen et al., 2011). Cependant, d'autres études n'ont rapporté aucun effet significatif (Andersen et al., 2010; Sjögren et al., 2005).

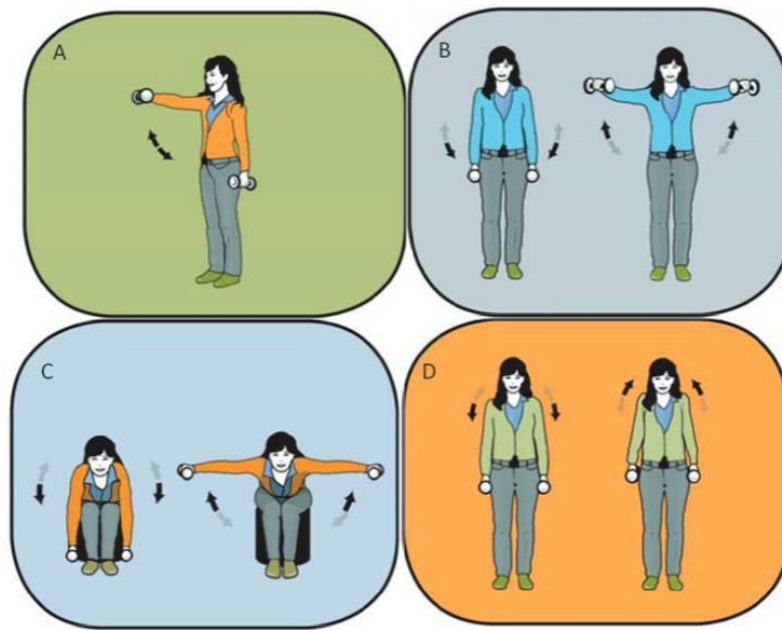


Figure 48. Illustration des exercices généraux classiquement utilisés. (A) mouvement de flexion, (B) mouvement d'abduction, (C) mouvement d'abduction avec le tronc en position de flexion antérieure « *reverse fly* » et (D) élévation de l'épaule « *shoulder shrug* ». Issu de Zebis et al. (2011).

Les exercices thérapeutiques, illustrés dans la figure 49, consistent quant à eux à renforcer spécifiquement le muscle dentelé antérieur (Andersen et al., 2013; Ludewig & Borstad, 2003) et les muscles de la coiffe des rotateurs tout en étirant le muscle petit pectoral dont la raideur limite les mouvements scapulaires (Ludewig & Borstad, 2003). Les travaux qui utilisent ces exercices ont mis en évidence un effet significatif des programmes d'intervention sur la diminution de la douleur et de l'incapacité de l'épaule (Andersen et al., 2013; Ludewig & Borstad, 2003) ainsi que sur l'augmentation du niveau de force (Andersen et al., 2013).

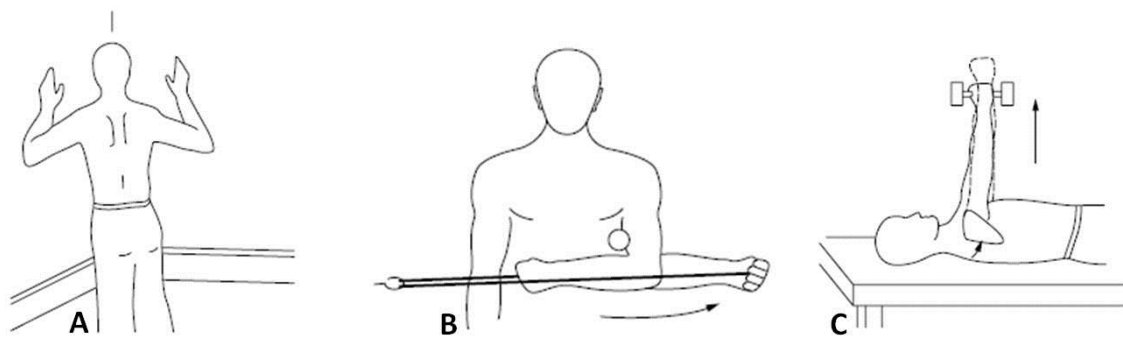


Figure 49. *Illustration des exercices thérapeutiques. (A) étirement des pectoraux, (B) renforcement des muscles de la coiffe des rotateurs (rotateurs latéraux) et (C) renforcement du muscle dentelé antérieur. Issu de Ludewig & Borstad (2003).*

Ainsi, il est possible de dire que, de manière générale, les exercices physiques constituent un outil efficace qui permet de réduire les symptômes associés aux pathologies de l'épaule, et ce, dans des milieux professionnels spécifiques (travail sur écran, laboratoire, bâtiment). À ce jour, l'efficacité de cet outil dans le cadre du travail industriel n'a pas encore été investiguée alors même que ce secteur s'avère particulièrement touché par les TMS de l'épaule (Ohlsson et al., 1989; Punnett et al., 2000). De plus, l'évaluation des effets des programmes d'intervention repose majoritairement sur des paramètres subjectifs (douleur, gêne, inconfort) relevés par l'intermédiaire d'échelles visuelles ou de questionnaires auto-administrés. Sans remettre en

cause la pertinence de ces outils, il semble intéressant de chercher à compléter la mesure de ces effets au moyen d'indices objectifs.

1.1.Objectif et hypothèses

L'objectif principal de cette troisième contribution expérimentale consistait à mesurer l'effet d'un exercice thérapeutique sur la réduction des symptômes de CSA et ce, dans le secteur de production industrielle. La réalisation de ce programme devrait s'accompagner d'une diminution de la douleur et de l'incapacité ainsi que d'une amélioration de la fonction de l'épaule. Afin de valider cette hypothèse, nous avons mesuré les effets de l'exercice sur des paramètres subjectifs comme sur des paramètres objectifs, et ce, chez des opérateurs de productions concernés par un CSA.

1.2.Matériel et méthodes

1.2.1. Sujets

Cette étude s'est déroulée au sein de deux entreprises manufacturières du Groupe SEB, TEFAL SAS (Rumilly, France) et Calor SAS (Pont-Evêque, France). L'ensemble des sujets ($n=20$; 12 femmes, 8 hommes ; âge= $45,6 \text{ ans} \pm 7,4$; taille= $162,3\text{cm} \pm 6,3$; poids= $68,9\text{Kg} \pm 16,7$) présentait les signes d'un conflit sous-acromial sur leur côté dominant et travaillait à temps plein sur des postes d'assemblage, de montage ou d'emballage pour lesquels le travail est considéré comme répétitif. Les critères d'inclusion et d'exclusion ont été déterminés sur la base de ceux utilisés par Cools et al. (2007a; 2007b; 2003). Les critères d'inclusion étaient les suivants : présence d'une douleur durant les deux derniers mois dans la région antéro-latérale de l'épaule, arc de mouvement douloureux entre 60° et 120° d'élévation du bras dans le plan scapulaire et au moins deux tests de conflit sous-acromial positifs parmi les test de Neer, Hawkins-Kennedy ou Yocum (*cf.* figure 50). Les critères d'exclusion reposaient sur la présence

d'un traumatisme ou d'une opération chirurgicale de l'épaule, d'une douleur ressentie lors des mouvements du rachis cervical ou encore d'une capsulite.

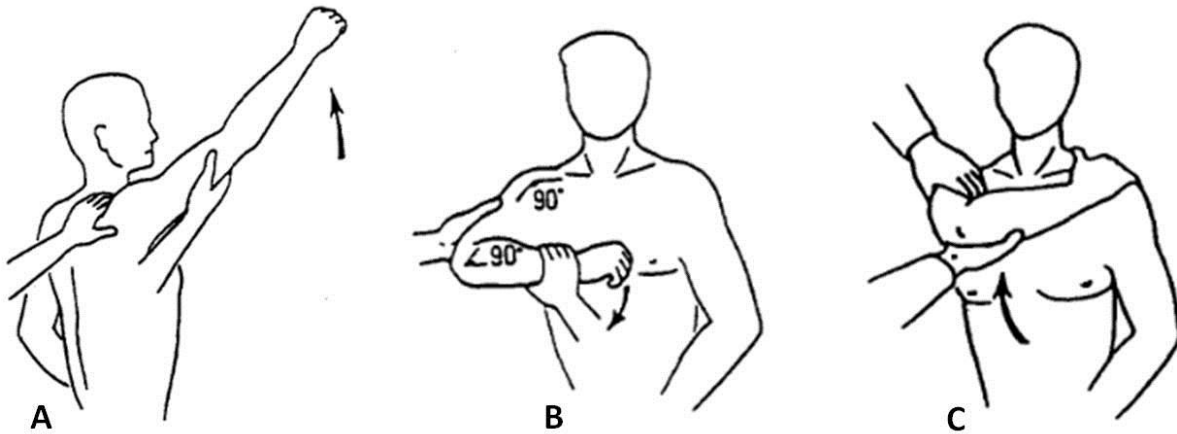


Figure 50. *Illustration des tests de conflit sous-acromial utilisés. (A) Test de Neer : mouvement passif d'élévation du bras dans le plan scapulaire, bras tendu et en rotation médiale. (B) Test de Hawkins-Kennedy : mouvement forcé et passif de rotation médiale, bras à 90° de flexion et coude fléchi à 90°. (C) Test de Yocum : mouvement d'élévation du bras actif contre résistance avec la main du membre à tester placée sur l'épaule opposée. Issu de Heuleu, (1989).*

1.2.2. Tâches et dispositifs expérimentaux

Le protocole expérimental utilisé pour ce travail a été conçu dans le but de permettre la réalisation d'un programme thérapeutique basé sur un exercice de recentrage dynamique de la tête humérale ainsi que son évaluation dans un cadre industriel.

1.2.2.1. Description de l'exercice thérapeutique

Le programme d'intervention était basé sur l'exercice réalisé à l'aide du Scapuleo™, décrit dans la partie matériel et méthodes de la contribution expérimentale précédente (cf. page 100). La figure 51 illustre la réalisation de cet exercice dans les locaux du groupe industriel.



Figure 51. *Illustration de l'exercice de recentrage de la tête humérale en chaîne cinétique fermée réalisé à l'aide du Scapuleo™ (Calor SAS, Pont-Évêque, Groupe SEB, France).*

Préalablement à chaque séance d'exercice, un court échauffement standardisé était exécuté par les sujets. Le dispositif était réglé selon les trois critères décrits dans la contribution expérimentale n°2. Les sujets avaient ensuite comme consigne, à partir de la position initiale, de réaliser une traction sur la poignée avec le bras tendu afin d'isoler le travail musculaire de l'épaule. Ils devaient maintenir cette position pendant cinq secondes avant d'opérer un retour contrôlé en position initiale. Lors de la première séance (S1), les sujets devaient réaliser 4 séries de 5 répétitions, puis 5 séries de 7 répétitions lors des 4 séances suivantes (S2 à S5). Des temps de pause d'une minute et de 5 secondes étaient respectivement disposés entre chaque série et chaque répétition. La réalisation de l'exercice était supervisée par un expérimentateur dans le but de rappeler les consignes et de s'assurer de la qualité de son exécution.

1.2.2.2. Tâches d'évaluation

Les tâches demandées aux sujets permettaient d'évaluer les effets du programme d'intervention. Elles consistaient en une évaluation subjective relative du niveau de douleur et d'incapacité ainsi qu'en une évaluation objective de la fonction de l'épaule.

La douleur a été évaluée au moyen d'une échelle visuelle analogique (EVA) (*cf.* figure 52) dont la validité et la reproductibilité ont été démontrées (Jensen et al., 1986). La consigne donnée aux sujets est de placer un trait vertical sur le segment horizontal en fonction de l'intensité de la douleur ressentie au moment de la mesure.

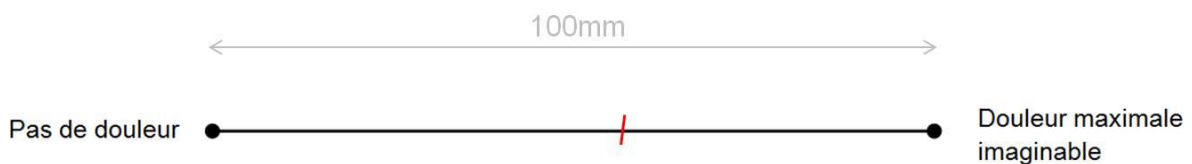


Figure 52. *Illustration de l'échelle visuelle analogique. Le trait rouge correspond à la marque disposée par le sujet. L'intensité de la douleur est ensuite mesurée entre le point de gauche et le trait puis exprimée en millimètres.*

Les sujets ont également été soumis à un questionnaire de type SPADI (Shoulder Pain and Disability Index) dont la validité et la reproductibilité ont été démontrées (Beaton & Richards, 1998; Roach et al., 1991; Roy et al., 2009). Cet outil, illustré et décrit dans la figure 53, permet d'évaluer la douleur ressentie et les incapacités éprouvées lors des activités quotidiennes et complète les informations de l'EVA (Williams et al., 1995).

Quel est l'importance des douleurs ressenties?
(0= aucune douleur ; 10= pire douleur imaginable)

Au pire moment de la semaine	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Lorsque vous êtes couché sur le côté douloureux	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
En essayant d'attraper un objet sur une étagère haute	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
En touchant l'arrière de votre cou	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
En poussant avec le bras du côté douloureux	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Partie 2 : Score d'incapacité

Quelle est l'importance des difficultés à réaliser les activités suivantes?
(0= aucune difficulté ; 10= difficulté maximum, nécessitant une aide extérieur)

Laver vos cheveux	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Laver votre dos	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Mettre un tee-shirt	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Mettre une chemise/veste avec des boutons	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Mettre un pantalon	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Placer un objet sur une étagère haute	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Porter un objet lourd (> 4,5kg)	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Prendre un objet dans votre poche arrière de pantalon	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10

Figure 53. Illustration du SPADI. Il est divisé en 2 catégories, une catégorie de douleur (5 questions) et une catégorie d'incapacité (8 questions). Ces deux paramètres sont évalués par le sujet au moyen d'une échelle numérique allant de 0 à 10.

La fonction de l'épaule a été évaluée à l'aide d'un test analytique de mesure de la mobilité active. Il était demandé aux sujets de réaliser des mouvements contrôlés du bras en termes d'amplitude et de plan de mouvement. Comme illustré dans la figure 54, les sujets devaient effectuer quatre mouvements différents, (i) une élévation du bras selon le test du Yocum modifié, (ii) une abduction dans le plan frontal, (iii) une rotation médiale et (iv) une rotation latérale. Pour le test de Yocum modifié, les sujets devaient se tenir debout, alignés contre un mur avec la main dominante placée sur l'épaule controlatérale (articulation métacarpo-

phalangienne au niveau de la jonction acromio-claviculaire), position à partir de laquelle ils devaient lever le bras le plus haut possible. Pour le test d'abduction, les sujets devaient, en position assise, élever le bras strictement dans le plan frontal avec la face dorsale de la main dirigée vers le haut et le coude en extension. Les deux derniers tests demandaient à ce que les sujets réalisent des mouvements de rotation médiale et latérale de l'humérus en position allongée sur le dos, le coude fléchi à 90° et le bras à 90° d'abduction. La consigne donnée aux sujets était de réaliser un mouvement lent et contrôlé jusqu'à ce qu'ils soient bloqués ou qu'ils ressentent une douleur dans la région de l'épaule. Les sujets devaient indiquer par un « top » verbal qu'ils avaient atteint l'amplitude maximale. Pour chaque test, les mesures étaient effectuées lors de deux mouvements séparés par une pause de 5 secondes. L'amplitude maximale de chaque mouvement a été mesurée à l'aide d'un inclinomètre électronique (T-Sens, TEA, France) disposé sur la peau au niveau du tiers distal de l'humérus pour les tests de Yocum modifié et d'abduction et au niveau de l'articulation radio-ulnaire distale (face postérieure) pour les tests de rotation médiale et latérale (*cf.* figure 54). Les données d'inclinaison étaient transmises *via* un réseau Bluetooth à l'aide d'une clé USB (T-USB, TEA, France) pour être collectées au moyen du logiciel CAPTIV L700 (TEA, France) avec une fréquence d'échantillonnage de 16Hz.

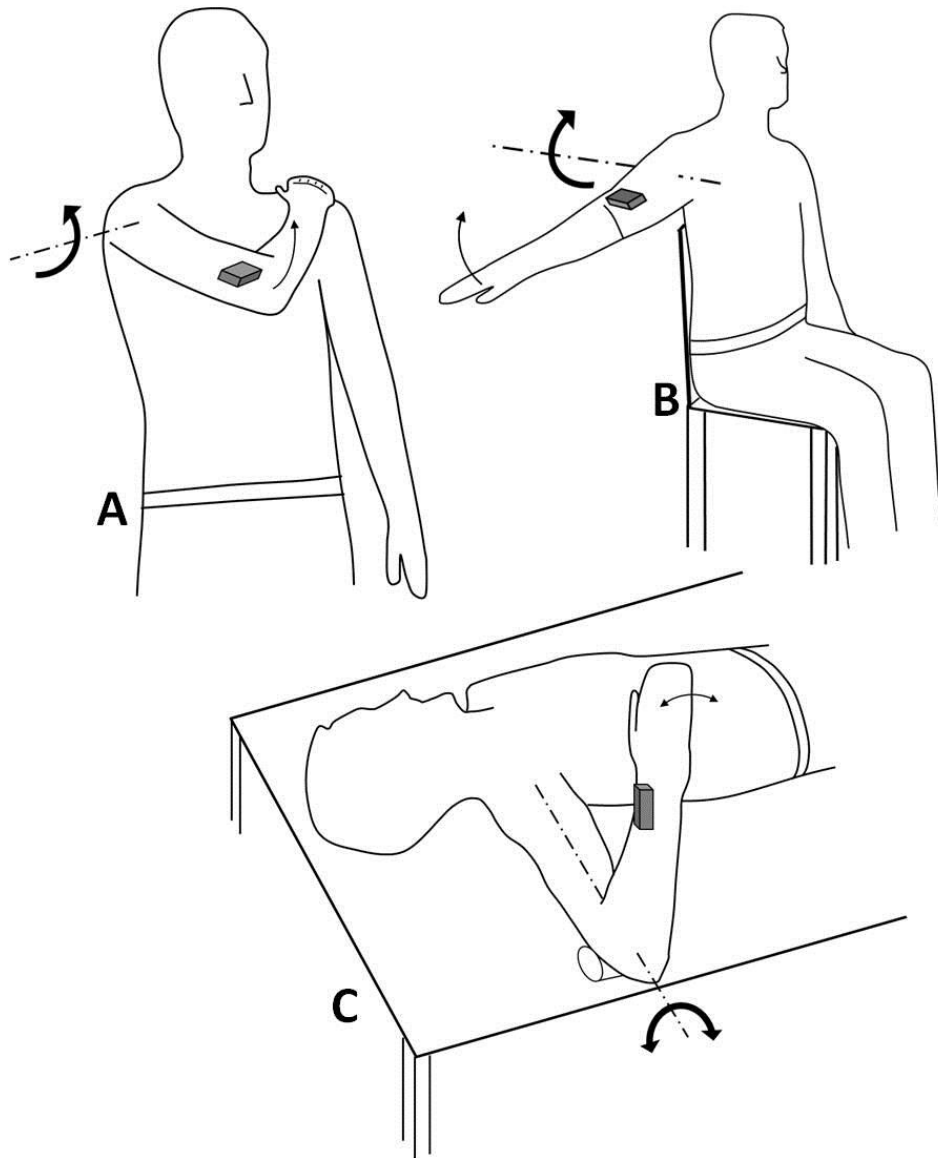


Figure 54. *Illustration du test analytique de l'épaule. A : Test de Yocum modifié. B : Abduction dans le plan frontal. C : Rotation médiale et rotation latérale de l'humérus.*

Un test fonctionnel a également été utilisé. Il visait à évaluer le fonctionnement global de l'épaule dans des conditions proches des mouvements réalisés dans le contexte industriel. Comme illustré dans la figure 55, les sujets étaient assis face à un panneau sur lequel étaient disposées des cibles planes de diamètres différents. La tâche des sujets consistait à réaliser des mouvements d'atteinte alternatifs entre la cible inférieure et la cible supérieure. Ce dispositif permettait d'induire une abduction de l'ordre de 110° lors du pointage de la cible supérieure.

Dans le but de standardiser les conditions de réalisation de ces mouvements, la position initiale des sujets a été contrôlée. Ils étaient assis à la même distance relative du panneau de pointage avec les hanches et les genoux fléchis à 90°. Le panneau contenant les cibles était réglé en hauteur de manière à ce que la cible inférieure soit au même niveau que la ligne d'épaule. Afin de faire varier la difficulté de la tâche et en accord avec la loi de Fitts qui lie la difficulté de la tâche au temps de mouvement¹², deux tailles de cibles ont été utilisées (38 mm et de 20 mm correspondant à des indices de difficulté (IDs) de 4,7 bits et 5,6 bits). Les sujets avaient comme consigne de réaliser une série de pointage de 30 secondes pour chacun des deux IDs avec la consigne suivante : « *Pointer le plus rapidement et le plus précisément possible* ». Une pause d'une minute séparait les deux séries de pointage afin d'éviter le développement de la fatigue musculaire. Avant le début de chaque série, les sujets exécutaient quelques pointages dans le but de s'habituer à la tâche jusqu'à ce qu'ils se sentent prêts et efficaces. Un pointeur, alimenté au moyen d'une carte d'acquisition (Measurement Computing, PCI-DAS 1602), était utilisé pour atteindre les cibles. Pour chaque pointage réussi, le contact du pointeur sur la cible fermait le circuit électrique ce qui permettait de détecter précisément les modifications de tension correspondant aux temps de mouvements et de contacts. Ces données étaient transmises par la carte d'acquisition à un ordinateur portable et collectées à une fréquence d'échantillonnage de 1000Hz à l'aide d'un logiciel dédié (DcollTM, GRAME, Québec).

¹² La loi de Fitts, développée en 1954, prédit le temps nécessaire à l'atteinte d'une cible en fonction de la taille et de la distance de celle-ci. Cette loi est exprimée sous la forme suivante : temps de mouvement = $a + b \log_2(2A/p)$. Dans cette équation, (A)= correspond à l'amplitude de mouvement et (p) correspond à la précision, autrement dit à la taille de la cible.

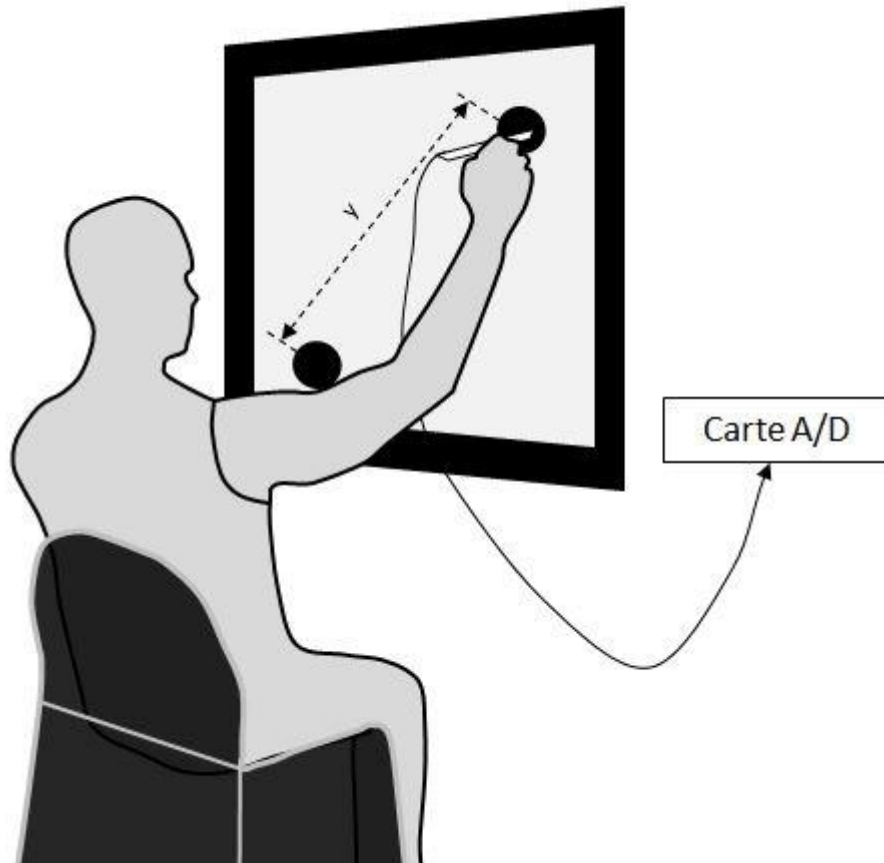


Figure 55. *Illustration du dispositif expérimental pour la tâche de pointage. La distance inter-cibles (y) était de 50 cm et l'angle formé entre les deux cibles et l'horizontale de 45°.*

1.2.3. Procédure

Comme illustré dans la figure 56, les sujets ont réalisé un programme d'intervention composé de 5 séances d'exercice de 20 minutes. Les séances étaient séparées les unes des autres par un délai de 3 jours minimum. Trois sessions de mesures respectivement disposées avant et après la première séance (pré-S1 et post-S1) et après la dernière séance (S5) ont permis de collecter l'ensemble des données relatives à l'évaluation. Une fois échauffés par un travail spécifique (Mesures Pré-S1) ou par la réalisation de la séance d'exercice, chaque sujet devait auto-évaluer la douleur ressentie au niveau de l'épaule au repos puis durant le test de Neer, à l'aide d'une échelle visuelle analogique. Ensuite, les sujets devaient effectuer les tests

d'évaluation analytique et fonctionnelle. Au cours de la première et dernière session de mesures il leur était demandé en plus, de remplir le SPADI. L'ensemble de la procédure a été réalisé durant les heures de travail.

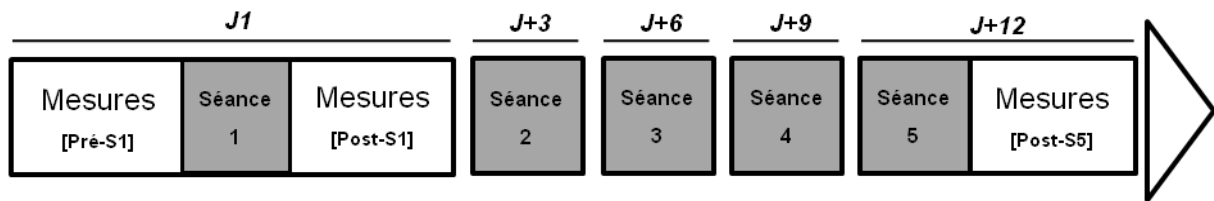


Figure 56. Illustration de l'organisation générale de la procédure expérimentale. Les séances d'exercice apparaissent en gris et les trois sessions de mesures en blanc.

1.2.4. Traitement des données

Le score global au SPADI a été déterminé sur la base de la moyenne des scores de chacune des deux catégories (douleur et incapacité quotidiennes), exprimée en pourcentage. Le score de douleur immédiate basé sur les EVA est quant à lui exprimé en mm.

L'évaluation de la mobilité active de l'épaule, exprimée en degrés, a été effectuée à partir des données issues de l'inclinomètre électronique. Ce paramètre a été déterminé lors de chaque test sur la base de la moyenne des deux essais réalisés pour chaque test.

Enfin, la performance à la tâche de pointage a été déterminée sur la base des contacts électriques entre le pointeur et les cibles lors de chaque essai de manière automatique à l'aide du logiciel Analyse™ (GRAMÉ, Québec). Le temps de mouvement correspondait à la durée entre la fin de contact avec la cible basse et le début du contact avec la cible haute. Le temps mouvement moyen, exprimé en millisecondes, a été calculé pour chacun des deux indices de difficulté.

1.2.5. Analyse statistique

Après avoir vérifié la normalité des données au moyen d'un test de Shapiro-Wilk, les variables dépendantes ont été soumises à une ANOVA à un facteur *Temps* (Pré-S1 vs. Post-S1 vs. Post-S5) en ce qui concerne les données relatives aux EVA et au test analytique, et une ANOVA de type 3 *Temps* (Pré-S1 vs. Post-S1 vs. Post-S5) \times 2 *IDs* (4,7 bits vs. 5,6 bits) avec mesures répétées. Des analyses post-hoc (Bonferonni) ont été réalisées lorsque nécessaire. Lorsque la normalité des données n'était pas vérifiée, un test de Wilcoxon a été utilisé.

1.3. Résultats

1.3.1. La douleur et les incapacités

Les données du SPADI ne suivant pas la loi normale, un test de Wilcoxon a été utilisé dans le but de mesurer l'effet du programme d'intervention sur ce paramètre. Comme l'illustre la figure 57, l'analyse statistique révèle une diminution significative du score au SPADI ($p < 0,001$) entre la mesure pré-S1 et la mesure post-S5, qui passe de 43,7% ($\pm 23,9\%$) avant la première séance à 14,1% ($\pm 12,9\%$) après la dernière séance. Le programme d'intervention est donc associé à une diminution du score de 29,7% (IC 95% : -21,6% à -37,7%).

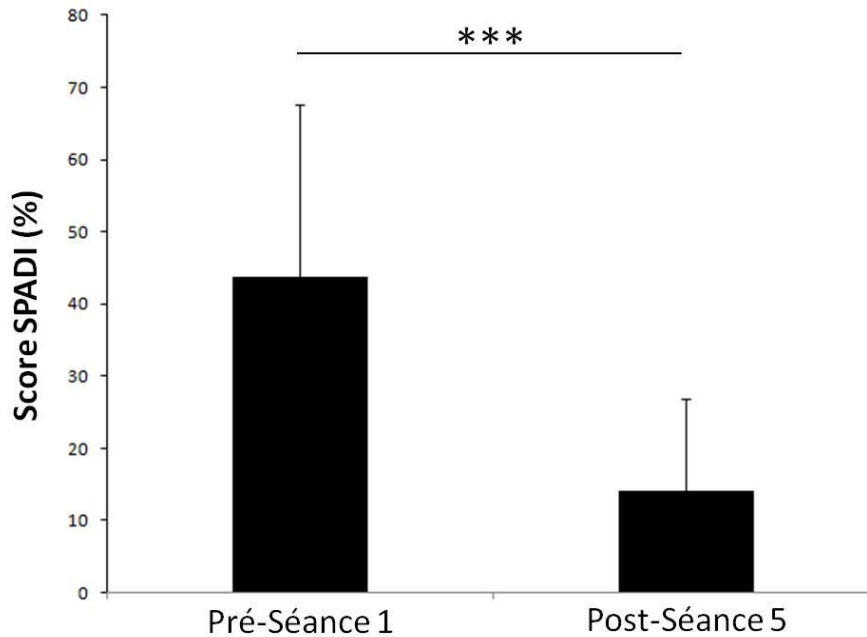


Figure 57. Illustration de l'effet du programme d'intervention sur le score au SPADI (exprimé en pourcentage). ***($p < 0,001$).

En ce qui concerne les données relatives aux EVA, les ANOVA mettent en évidence un effet principal *Temps* significatif à la fois au repos ($F(2,42)=38,95$; $p < 0.001$) et lors du test de Neer ($F(2,42)=74,085$; $p < 0.001$). Comme l'illustre la figure 58, les tests post-hoc révèlent que la douleur ressentie au niveau de l'épaule diminue significativement entre la mesure pré-S1 et post-S1 et entre la mesure post-S1 et post-S5, et ce pour les deux tests.

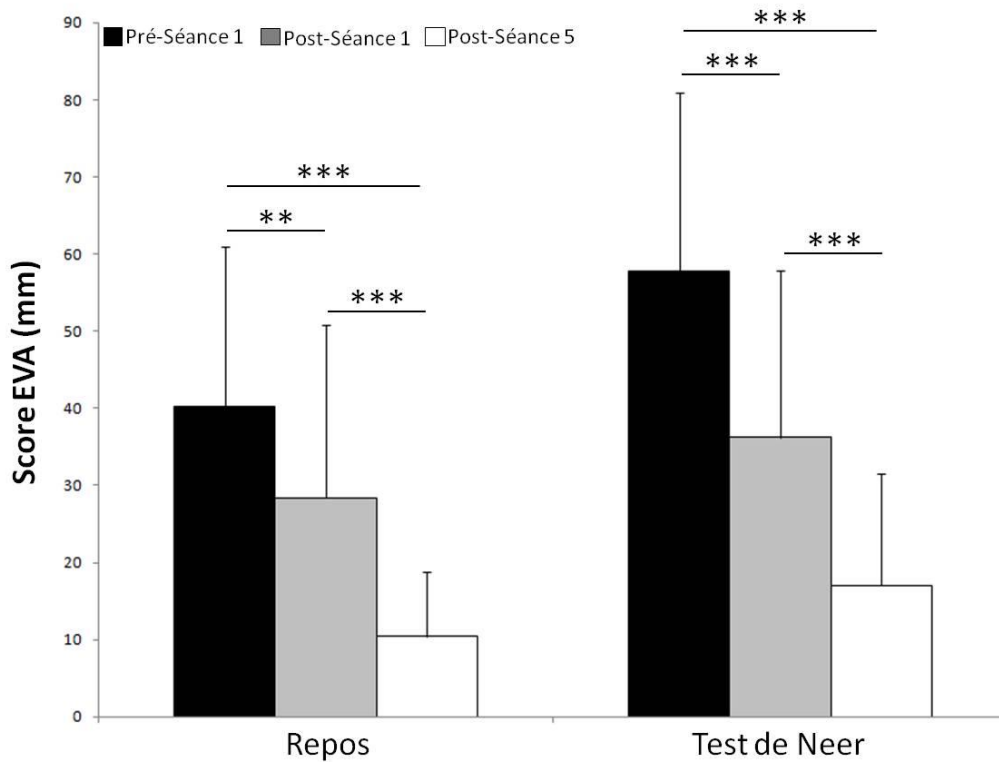


Figure 58. Illustration de l'effet du programme d'intervention sur la douleur ressentie au niveau de l'épaule (exprimée en mm) au repos (à gauche) et lors du test de Neer (à droite). Les différentes barres correspondent aux trois moments de mesures : pré-séance 1 (en noir), post-séance 1 (en gris) et post-séance 5 (en blanc). Les barres d'erreur correspondent à l'écart type. ***($p < 0,001$) et **($p < 0,01$).

Les diminutions de douleur ainsi que les intervalles de confiance correspondant sont regroupés dans la table 4.

Table 4. Valeurs des diminutions de douleur ressentie à la fin de la première séance et à la fin du programme d'intervention et intervalles de confiance au repos et lors du test de Neer.

Test	Effet immédiat de l'exercice EVA[post-S1] – EVA[pré S1]	Effet du programme d'intervention EVA[post-S5] – EVA[pré S1]
Repos	-11,8 (IC 95% : -5,45 à -18,18)	-29,8 (IC 95% : -23,35 à -36,28)
Neer	-21,5 (IC 95% : -15,57 à -27,52)	-40,8 (IC 95% : -34,31 à -47,23)

1.3.2. La fonction de l'épaule

1.3.2.1. Tests analytiques

Les données relatives à l'évolution de l'amplitude de mouvement pour les 4 mouvements du test analytique sont regroupées dans la table 5. L'analyse statistique révèle un effet *Temps* significatif pour les 4 mouvements. Comme l'illustre la figure 59, l'amplitude de chaque mouvement augmente entre le début et la fin du programme d'intervention. De plus, les tests post-hoc révèlent une augmentation significative de l'amplitude de mouvement dès la fin de la première séance, c'est-à-dire, la présence d'un effet immédiat de l'exercice, pour le mouvement de Yocum modifié, d'abduction ainsi que de rotation médiale.

Table 5. Effets du programme d'intervention sur l'amplitude de mouvements pour les 4 tests réalisés.

Test	Pré-Séance1	Post-Séance1	Post-Séance 5	ANOVA Effet Temps	Effet immédiat de l'exercice	Effet du programme d'intervention
	Moy±ET	Moy±ET	Moy±ET		Moy (IC 95%)	Moy (IC 95%)
Yocum Modifié	94,4±13,4	106,2±11,9	117,1±11,5	F(2, 38)=60,6 <i>p<0,001</i>	11,8 (7,8 - 15,8)	22,7 (17,9 - 27,5)
Abduction	94,9±24,4	108,1±25,7	121,4±19,4	F(2, 40)=21,1 <i>p<0,001</i>	13,1 (8,0 - 18,3)	26,5 (16,9 - 36,1)
RM	49,8±12,7	57,7±12,2	59,8±7,8	F(2, 26)=7,95 <i>p<0,01</i>	7,8 (5,5 - 10,1)	9,9 (4,5 - 15,4)
RL	33,8±13,1	37,6±13,8	40,0±11,7	F(2, 26)=4,3 <i>p<0,05</i>	3,8 (1,8 - 5,7)	6,2 (2,1 - 10,3)

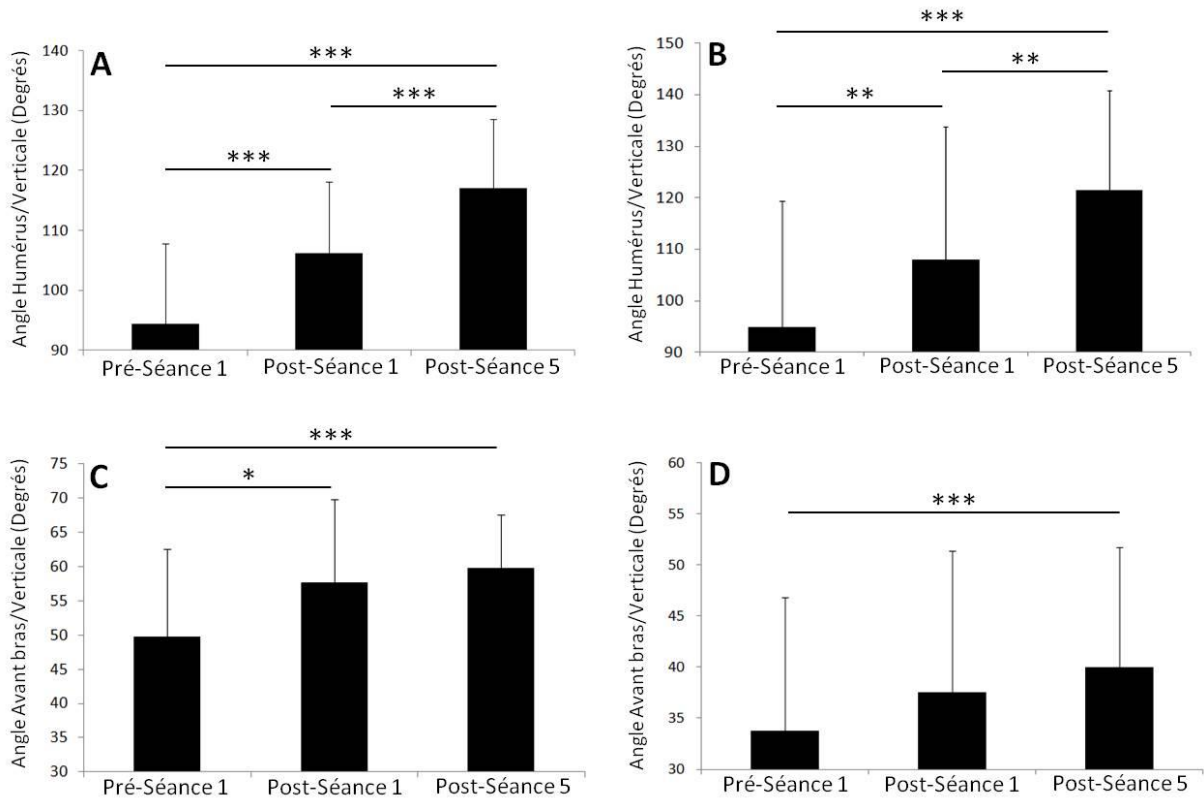


Figure 59. Illustration de l'effet du programme d'intervention sur l'amplitude de mouvement pour les 4 tests réalisés. **A** : Test du yocum modifié. **B** : Abduction dans le plan frontal. **C** : Rotation médiale. **D** : Rotation latérale. Les barres d'erreur correspondent à l'écart type. ***($p < 0,001$) ; **($p < 0,01$) ; *($p < 0,05$).

1.3.2.2. Test fonctionnel : tâche de pointage répétitif

Les données relatives au pourcentage de cibles ratées lors des trois sessions de mesures pour les deux IDs apparaissent dans la table 6. L'ANOVA révèle une augmentation significative du pourcentage de cibles ratées avec l'augmentation de l'ID ($F(1, 7)=80,27$; $p < 0.001$), pourcentage qui demeure relativement faible.

Table 6. *Pourcentage de cibles ratées moyen lors des différentes sessions de mesures en fonction de l'ID.*

IDs	Pré-Séance 1	Post-Séance 1	Post-Séance 5
4,7 bits	3,49	1,11	3,93
5,6 bits	6,04	6,84	6,25

L'ANOVA réalisée sur les temps de mouvement (TM) entre les deux IDs et les trois sessions de mesures révèle un effet principal *Temps* ($F(2, 16)=3,71$; $p<0,05$) et *ID* ($F(1, 8)=39,71$; $p<0,001$). Comme l'illustre la figure 60, le TM diminue au cours des sessions de mesures, l'ID2 (5,6 bits) étant associé à un TM plus important.

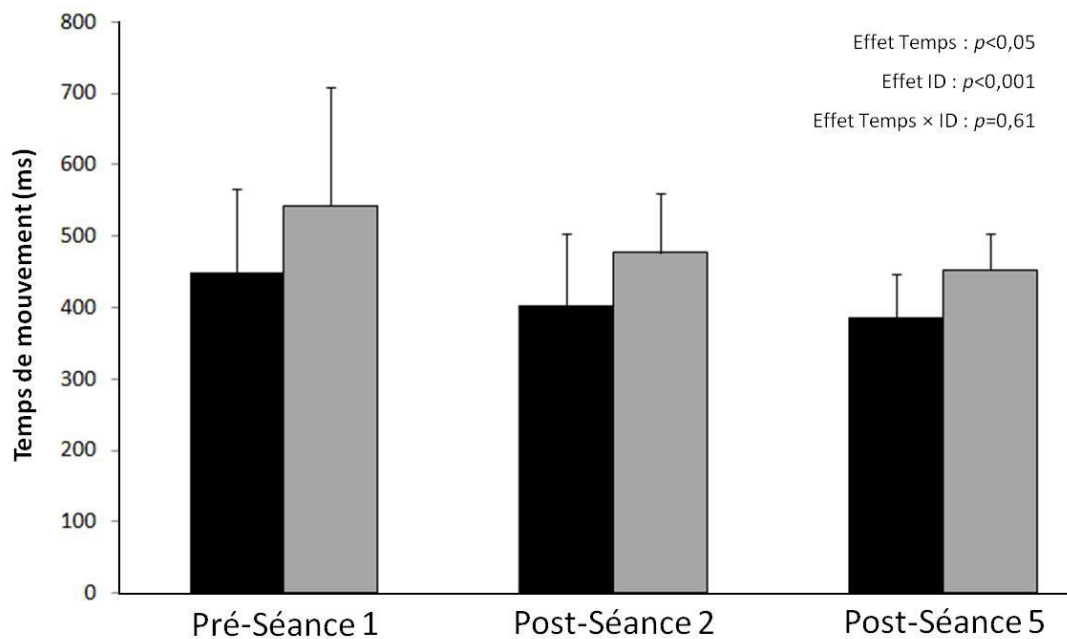


Figure 60. *Illustration de l'effet du programme d'intervention sur les temps de mouvements calculés lors de la tâche de pointage (exprimés en ms). ID 1 (4,7 bits, en noir) et ID 2 (5,6 bits, en gris). Les résultats de l'ANOVA apparaissent en haut à droite. Les barres d'erreur correspondent à l'écart type.*

1.4.Discussion

L'objectif principal de cette troisième contribution expérimentale consistait à mesurer l'effet d'un exercice thérapeutique sur la réduction des symptômes de CSA et ce, dans le secteur de production industrielle. La réalisation de ce programme devrait s'accompagner d'une diminution de la douleur et de l'incapacité ainsi que d'une amélioration de la fonction de l'épaule. Les résultats obtenus nous permettent de confirmer l'hypothèse selon laquelle cette intervention est associée à une diminution de la douleur et de l'incapacité ainsi qu'à une amélioration de la fonction de l'épaule.

En accord avec (Jensen et al., 2003) et sur la base des données relatives aux EVA, la douleur moyenne ressentie avant le programme d'intervention pouvait être qualifiée de « moyenne » lorsque les sujets étaient au repos et de « modérée » lorsqu'ils réalisaient le test de Neer. Nos résultats mettent en évidence que le programme d'intervention réduit le niveau de douleur ressentie par les sujets. Toutefois il est important de savoir si cette variation subjective revêt une dimension clinique. (Tashjian et al., 2009) ont démontré chez des patients traités pour une tendinopathie de la coiffe des rotateurs, qu'une modification de la douleur avait une signification clinique à partir d'une variation de 14mm constatée sur une EVA de 100mm. Ces résultats nous permettent de dire que la diminution de douleur constatée, au repos comme lors du test de Neer, traduit bien une diminution des symptômes associés au CSA. Cette dimension clinique s'applique également à l'effet immédiat de l'exercice, c'est-à-dire à l'effet mesuré dès la fin de la première séance, dont l'intérêt sera abordé lors de la discussion générale. Parallèlement à cette baisse de douleur exprimée par les sujets au moment des tests, le programme d'intervention diminue également leur niveau de douleur et d'incapacité quotidienne comme en atteste le score SPADI. Au-delà de cette diminution, il est intéressant de constater que la différence observée (29,66% ; IC 95% : -21,64% à -37,69%) dépasse la Différence Minimale Cliniquement Importante (DMCI) relevée par Roy et al., (2009).

Ces premiers résultats qui démontrent clairement le bienfait de la mise en place d'un programme d'intervention basé sur des exercices thérapeutiques ne sont pas réellement une surprise étant donné qu'ils s'inscrivent dans la lignée de précédents travaux (Andersen et al., 2013; Ludewig & Borstad, 2003; Pedersen et al., 2013; Zebis et al., 2011). L'originalité de notre intervention consiste à compléter ces résultats subjectifs par l'inclusion d'indices objectifs directement observables sur les mouvements.

L'augmentation significative de la mobilité active de l'épaule observée pour tous les mouvements du test analytique, et plus particulièrement pour le Yocum modifié qui représente selon Marc (2006) un indicateur fiable, rapide et sensible de la fonction de l'épaule, constitue en ce sens un résultat inédit et important. Parce que l'accomplissement des activités quotidiennes (*e.g.* se laver les cheveux, placer des objets en hauteur, s'habiller, etc.) nécessite que les sujets puissent mobiliser leur épaule de manière active et sans douleur (van der Windt et al., 1995), l'impact de nos résultats sur la qualité de vie prend tout son sens. De manière similaire aux paramètres subjectifs, les données relatives aux paramètres objectifs font état d'un effet positif immédiat de l'exercice, effet qui sera abordé lors de la discussion générale.

Les résultats relatifs au test fonctionnel renvoient à la capacité des sujets à produire et à contrôler les mouvements réalisés lors des activités professionnelles. En ce sens, ils apportent des informations plus globales du fonctionnement sensori-moteur des sujets. La tâche de pointage utilisée dans cette étude demande à ce que les sujets produisent une série de mouvements pluri-articulés rapides tout en maintenant un niveau de précision élevé. Ce compromis entre vitesse et précision est largement répandu dans le secteur industriel. En effet, l'activité au poste de travail consiste généralement à assembler, emballer, contrôler un ensemble de pièces en un temps donné tout en assurant la qualité des tâches réalisées. Nos résultats démontrent l'existence d'un effet positif du programme d'intervention sur la performance du test fonctionnel. Ce résultat peut être interprété de deux manières différentes selon que l'on se

place du point de vue de l'individu ou de l'industriel. Dans le premier cas, l'amélioration fonctionnelle est associée à une notion de confort d'exécution tandis que dans le second, l'amélioration fonctionnelle est associée à la notion de production, c'est à dire à l'amélioration potentielle de l'activité en termes quantitatif et qualitatif.

L'évaluation des effets subjectifs et objectifs des programmes d'intervention représente selon nous un facteur décisif dans l'optimisation des démarches de prévention des TMS dans le secteur industriel. Nos résultats mettent en évidence que les effets associés à un court programme d'intervention thérapeutique entraînent des répercussions positives sur la qualité de vie ainsi que sur le statut fonctionnel des individus. Toutefois, ces résultats peuvent être relativisés du fait de l'absence d'un groupe contrôle qui s'explique par les contraintes inhérentes au secteur de production. En effet, l'ensemble des séances d'exercices et des sessions de mesures a été intégré aux heures de travail. L'approbation des dirigeants des entreprises concernées pour la mise en place de ce type de protocole est sensible aux arguments en faveur des effets positifs des exercices. Dans ce contexte, l'identification puis l'intégration d'individus concernés par des symptômes de CSA dans un groupe contrôle, qui ne bénéficierait pas d'éventuels effets positifs, est problématique. Néanmoins, la courte durée de l'étude (3 semaines) renforcée par l'instantanéité des effets de l'exercice sur les paramètres subjectifs et objectifs représentent des arguments forts en faveur de ce type de programme.

2. Intégration de l'électromyographie de surface comme outil de lutte contre les TMS

Dans la partie introductive de ce travail, l'intérêt des mesures EMG pour l'exploration fonctionnelle dans le cadre de la prévention des TMS avait été abordé. L'ouverture du Groupe SEB à une collaboration innovante avec le Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (E.A. 4338) dans le cadre d'un plan santé d'envergure a permis la mise en œuvre concrète de ce type de mesures. La figure 61 met en avant les principales problématiques relatives à la prévention des TMS auxquelles sont réellement confrontées les entreprises. Nous verrons concrètement, à travers 4 études pilotes, comment les mesures électromyographique permettent de traiter ces problématiques.

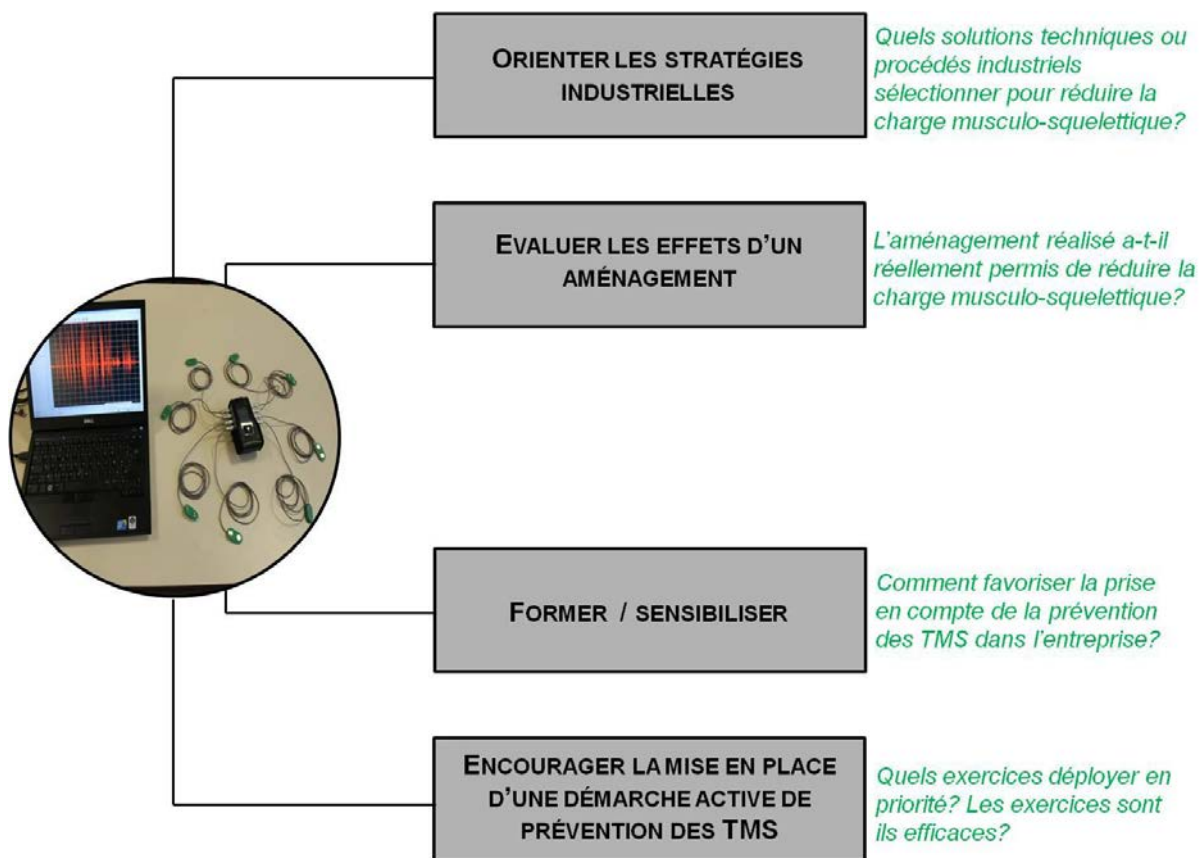


Figure 61. Illustration des principales problématiques de prévention des TMS traitées au moyen des mesures EMG.

2.1. L'EMG comme moyen d'orientation des stratégies industrielles

La démarche d'amélioration dans le secteur industriel est logiquement guidée par la notion de performance. Concrètement, cela se traduit par l'ajout de critères de performance (délai, flexibilité) au système de production tout en conservant les exigences de coût et de qualité initiales (Bruère, 2012). Cette rationalisation, encore appelée « *lean manufacturing* », consiste à modifier les méthodes de production en éliminant notamment les gestes considérés comme inutiles. C'est le cas des déplacements de l'opérateur qui dans ce contexte n'ont pas de valeur ajoutée, ce qui explique pourquoi leur suppression est actuellement devenue un quasi-standard (Bourgeois & Gonon, 2010).

Si le *lean* peut être considéré comme une opportunité du point de vue de la santé des opérateurs (Morais & Aubineau, 2012), sa mise en place pose néanmoins le problème de l'augmentation du risque de TMS (Bruère, 2012). En effet, la notion de non-valeur ajoutée se détermine à partir de l'impact négatif des gestes inutiles (tels que des déplacements) sur le prix de revient du produit et non la santé de l'opérateur. Pourtant, dans la mesure où le déplacement n'est pas associé à une contrainte excessive et qu'il n'intervient pas de manière trop fréquente, il peut avoir une réelle valeur ajoutée dans le cadre de la prévention des TMS du membre supérieur.

Une étude de cas réalisée au sein de la société Rowenta (Groupe SEB, Saint-Lô, France) illustre ce propos. L'objectif principal de ce travail consistait à apprécier les profils d'activité musculaire du membre supérieur d'un opérateur dans deux phases de travail distinctes *i.e.* une phase d'assemblage et une phase de déplacement. L'hypothèse était que contrairement aux principes énoncés par le *lean*, la phase de déplacement pouvait être considérée comme ayant un effet bénéfique du point de vue de la santé de l'opérateur en permettant une récupération musculaire relative. Comme l'illustre la figure 62, les résultats obtenus mettent clairement en

évidence que la phase de déplacement, qui correspond ici à l’approvisionnement du poste de travail, est associée à une diminution des sollicitations musculaires du membre supérieur.

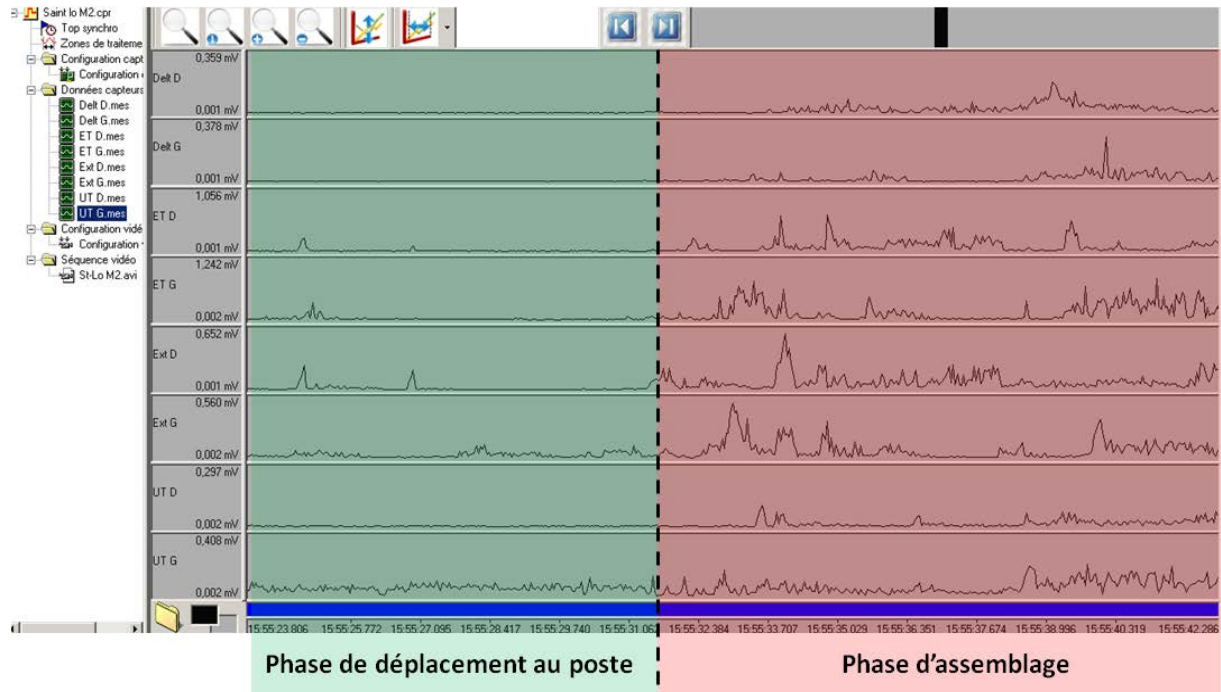


Figure 62. Exemple de mesures EMG illustrant l’effet du déplacement au poste sur l’activité électrique des muscles des membres supérieurs enregistrée lors d’une phase d’approvisionnement. Les lignes correspondent (de haut en bas) à l’activité des muscles : deltoïde moyen (droit et gauche), éminence thénar (droite et gauche), extenseur commun des doigts (gauche et droit) et trapèze supérieur (gauche et droit).

En étant associé à une phase de relâchement relatif des muscles sollicités lors de la phase d’assemblage, les déplacements, plutôt qu’être considérés comme un élément à non-valeur ajoutée, semblent être un moyen pertinent de lutte contre les TMS. En effet, ces phases de récupération relative, incluses dans le mode opératoire tout au long de la journée de travail, doivent certainement être associées à des effets bénéfiques qui consistent à reculer l’apparition des effets délétères de la fatigue (douleur, réorganisations motrices) et à favoriser le relâchement des structures péri-articulaires.

Malgré des limites évidentes, ce travail pilote démontre que l'utilisation de l'EMG est un moyen d'orientation efficace des stratégies industrielles. Dans le cas présent, cet outil permet de démontrer l'existence d'effets bénéfiques associés au déplacement des opérateurs. La présentation de ce type de résultat incite les dirigeants de l'entreprise à ne pas supprimer systématiquement les déplacements des modes opératoires.

2.2. L'EMG comme moyen objectif d'évaluation des effets d'un aménagement

L'aménagement d'une situation de travail réalisé dans le cadre de la prévention des TMS doit s'accompagner d'une évaluation de son impact sur les sollicitations biomécaniques. Les aménagements réalisés ont-ils permis de diminuer la charge musculo-squelettique ? Quelles zones sont concernées par cette diminution ? Quelle est l'ampleur de cette diminution ? Une fois encore, l'électromyographie de surface représente un outil de choix dans le but de répondre objectivement à ces questions.

Une étude de cas réalisée au sein de la société SEB SAS (Groupe SEB, Is-sur-Tille, France) illustre ce propos. L'objectif principal de ce travail consistait à apprécier l'effet d'un aménagement spatial d'un poste sur le niveau d'activité des muscles du membre supérieur. À la base de ce travail, un constat initial : celui que le travail sur un poste d'emballage était associé, chez les personnes de petite taille, à des douleurs ressenties au niveau du trapèze supérieur et au niveau de l'épaule. Un aménagement a donc été proposé dans le but de réduire la hauteur de travail au moyen d'une estrade. Dans le but de valider l'intérêt de cet aménagement qui devrait s'accompagner d'une diminution de la charge musculo-squelettique, une mesure des activités musculaires du membre supérieur a été réalisée dans des conditions standardisées avec et sans estrade. Les résultats, illustrés dans la figure 63, montrent clairement que l'utilisation de l'estrade s'accompagne d'une diminution de la charge musculo-squelettique.

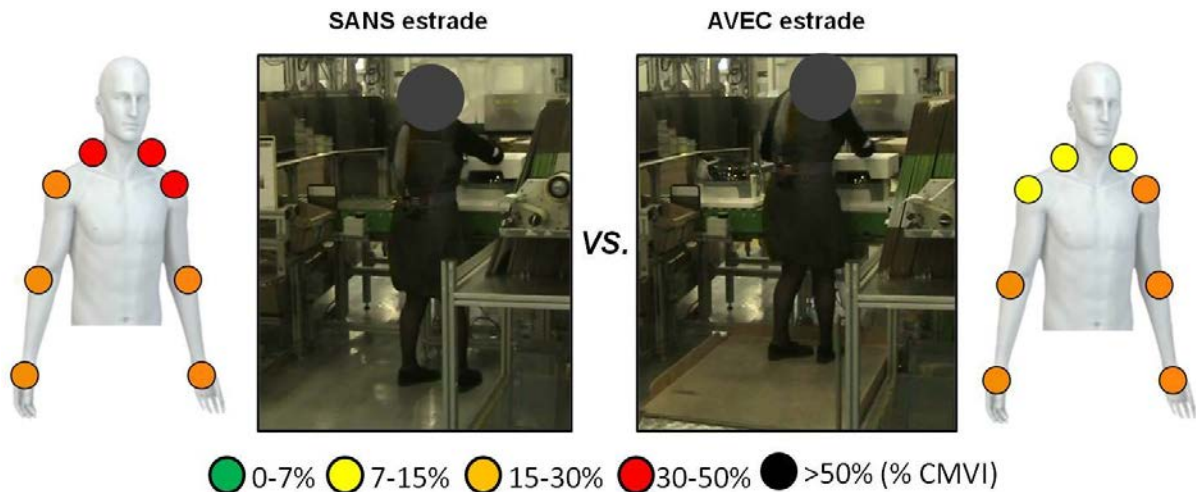


Figure 63. Exemple de mesures EMG illustrant l'effet du travail avec et sans estrade sur une situation de travail identique et sur différentes zones musculaires bilatérales (trapèze supérieur, deltoïde moyen, extenseur commun des doigts et éminence thénar). Le code couleur reflète l'activité moyenne de chaque muscle en pourcentage de la CMVI (Contraction Maximale Volontaire Isométrique). Notez la nette diminution des sollicitations au niveau de la ceinture scapulaire.

Les résultats de ce travail pilote mettent en avant l'intérêt de l'EMG comme moyen objectif d'évaluation des aménagements. Dans le cas présent, les mesures permettent de comprendre l'effet de l'aménagement du poste sur la localisation et le niveau des sollicitations musculaires. L'ajout d'une estrade permet une diminution ciblée de la charge musculo-squelettique de la région scapulaire. Nous pouvons faire l'hypothèse que l'adoption de cet aménagement devrait réduire les symptômes douloureux ressentis par les opérateurs concernés. Outre leur capacité d'évaluation, les mesures EMG peuvent être utilisées par l'entreprise à des fins de communication concernant les effets des aménagements réalisés dans le but de valoriser l'engagement dans la démarche d'amélioration des conditions de travail. Cette fonction de diffusion des résultats, qui finalement sensibilise les différents acteurs de l'entreprise, représente un élément décisif dans la mobilisation ou la remobilisation vis-à-vis de la prévention.

2.3. L'EMG comme support pour la formation au risque de TMS

Comme souligné précédemment, la sensibilisation est un élément essentiel de la démarche de prévention des TMS. Cet élément doit s'accompagner d'une formation efficace qui s'adresse au personnel de production, aux concepteurs, aux dirigeants ou encore aux services de santé au travail. L'objectif de la formation consiste à fournir à tous les protagonistes des connaissances qui leur permettent de mettre en place des actions efficaces de lutte contre les TMS. L'électromyographie de surface apparaît dans ce cadre particulièrement adaptée à la formation du personnel des bureaux méthodes/industrialisation et des bureaux d'études (produits). Dans le but à la fois de favoriser leur engagement et d'optimiser leurs actions vis-à-vis de la prévention des TMS, il est primordial qu'ils aient conscience de l'ensemble des facteurs de risque de développement de ces pathologies. La prise en compte de contraintes difficilement, voire non observables directement telles que la précision, la vitesse de mouvement ou encore le maintien statique prolongé, est un élément décisif de lutte contre les TMS. Ces éléments, méconnus des concepteurs, sont dans la plupart des cas absents de la problématique d'élaboration des postes de travail.

Une étude de cas a été réalisée au sein de la société Rowenta (Groupe SEB, Saint-Lô, France). L'objectif de cette étude consistait à illustrer l'effet des caractéristiques non observables d'une situation de travail sur la charge musculo-squelettique. Les activités musculaires du membre supérieur ont été enregistrées sur un poste conçu selon les principales exigences ergonomiques en termes de fréquence, d'amplitude et d'intensité des efforts. L'activité de l'opérateur sur ce poste consistait à placer une carte électronique sur un sous-ensemble. Les gestes réalisés se trouvent dans des zones dites « de confort » et le poids des objets manipulés est faible ($< 200\text{g}$). Comme l'illustre la figure 64, les mesures réalisées ont permis de mettre en évidence une sollicitation importante au niveau des trapèzes ainsi qu'au niveau des extenseurs communs des doigts.

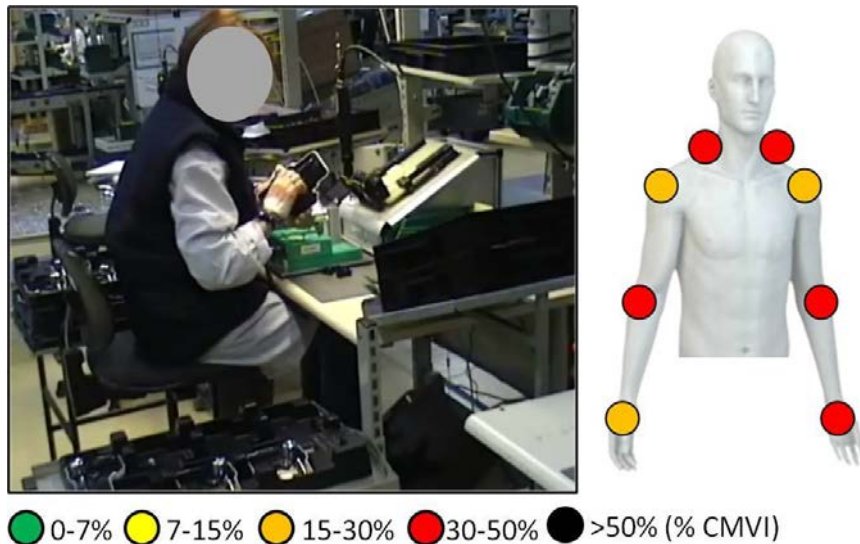


Figure 64. Exemple de mesures EMG illustrant l'impact de la précision requise sur différentes zones musculaires bilatérales (trapèze supérieur, deltoïde moyen, extenseur commun des doigts et éminence thénar). Le code couleur reflète l'activité moyenne de chaque muscle en pourcentage de la CMVI (Contraction Maximale Volontaire Isométrique). Notez la sollicitation importante (>30%) malgré l'absence de sollicitations observables.

L'importance des sollicitations musculaires constatée en l'absence de facteurs de risque observables, peut s'expliquer par des phénomènes neuromusculaires associés à la précision requise. Pour être efficace et assurer cette précision, l'opérateur doit stabiliser le membre supérieur au moyen de co-contractions distales (extenseurs/fléchisseurs des doigts) et par la sollicitation continue du trapèze supérieur. Ainsi, en permettant de se confronter à cette réalité, les mesures EMG représentent un outil pédagogique qui justifie la prise en compte de nouveaux facteurs qui influencent la charge musculo-squelettique. De nombreuses idées reçues peuvent être combattues de cette manière contribuant ainsi à l'amélioration de la démarche de prévention des TMS. Un exemple d'utilisation de l'EMG comme support pour la formation au

risque TMS en direction de *Référents en prévention des TMS*¹³ dans le Groupe SEB est présenté en annexe 4.

2.4. L'EMG comme support pour la mise en place d'une démarche de prévention active des TMS

La prévention active des TMS repose sur la réalisation d'exercices physiques spécifiques. Dans ce cadre, l'EMG permet de déterminer les exercices à préconiser sur la base d'une caractérisation quantitative et qualitative (localisation) de la charge musculo-squelettique. Cette technique permet également d'illustrer les effets bénéfiques des exercices dans le but de convaincre les opérateurs de leur efficacité. Ce dernier point revêt une importance capitale dans le but d'optimiser l'adhérence à la démarche de prévention active.

Une étude de cas a été réalisée au sein de la société TEFAL SAS (Groupe SEB, Rumilly, France) en collaboration avec la société CEVRES-Santé™ (Dr Terrier). L'objectif de cette étude consistait à mettre en évidence l'effet positif d'un exercice d'étirement sur le niveau d'activation du trapèze supérieur. En accord avec le modèle de Bruxelles (Johansson et al., 2003), nous pouvons penser que l'activation continue du trapèze supérieur lors de l'activité au poste de travail conduit à une persistance d'activité (phénomène d'auto-allumage) malgré l'arrêt de l'activité. Ce phénomène constitue un facteur important de développement des myalgies chroniques dans la région scapulaire. En s'accompagnant d'une diminution active du tonus musculaire (Guissard, 2007), l'étirement pourrait conduire à une diminution, voire à l'arrêt, de la persistance d'activation. Comme l'illustre la figure 65, les mesures réalisées confirment cette hypothèse.

¹³ La mission des Référents en prévention des TMS consiste principalement à mettre en place des actions de préventives et curatives visant à limiter le risque de TMS.

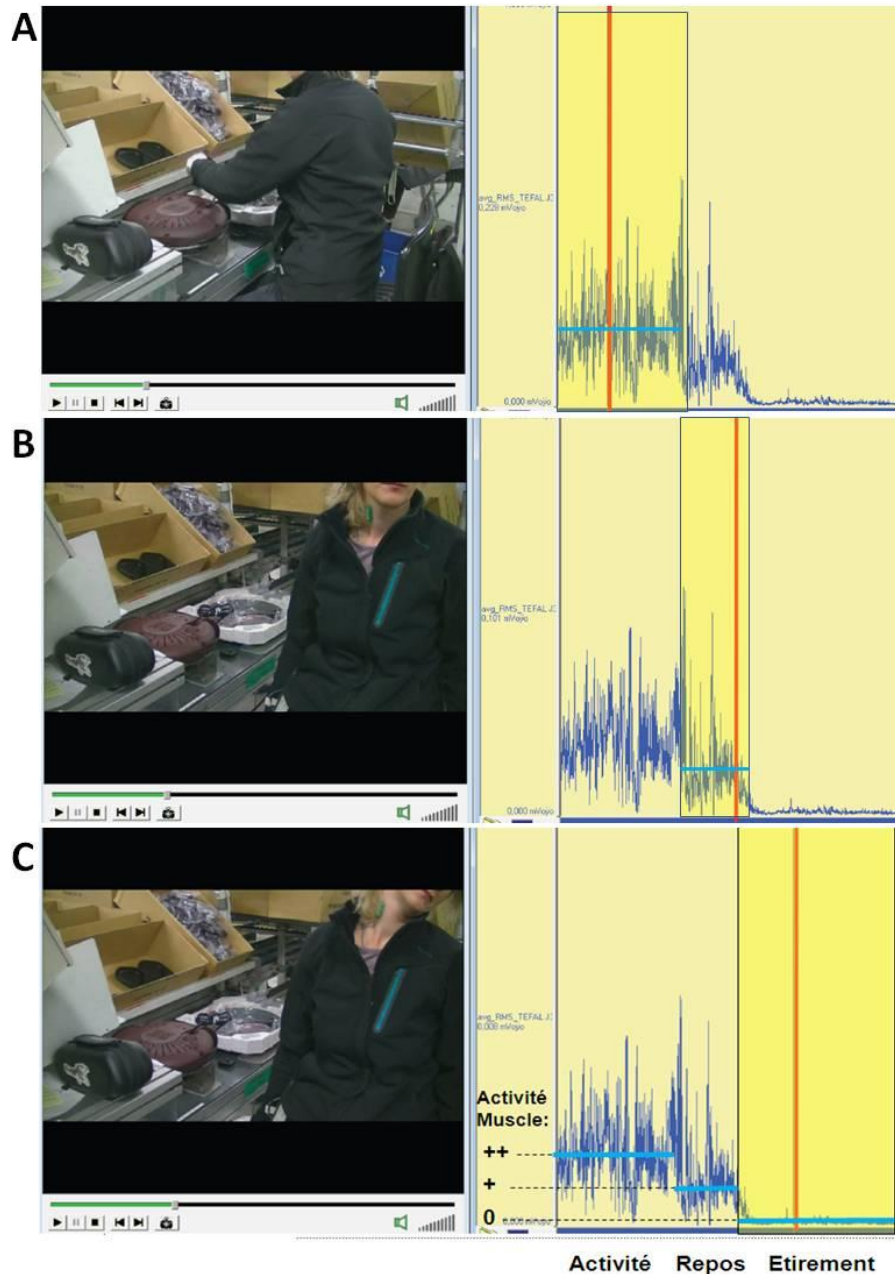



Figure 65. Illustration des effets de l'étirement du trapèze sur l'intensité de la contraction musculaire. Trois phases distinctes apparaissent : la phase de « travail » (A), la phase de « repos », notez la présence d'une activité musculaire persistante qui correspond à un phénomène d'auto-allumage (B) et la phase d'étirement qui entraîne l'arrêt de ce phénomène (C). Mesures réalisées au sein de la société TEFAL S.A.S (Groupe SEB, Rumilly, France) en collaboration avec la Société CEVRES Santé (avec l'autorisation de la société CEVRES Santé).

La persistance de l'activation du muscle trapèze supérieur constatée lors de l'arrêt de l'activité peut être associée à l'instauration de cercles vicieux (*cf.* modèle de Bruxelles) qui conduisent à l'auto-allumage de certaines fibres musculaires et *in-fine* au développement de myalgies chroniques. Les étirements semblent constituer un moyen de prévention réellement efficace dans le but de limiter le développement de ces symptômes douloureux. En offrant aux opérateurs et à l'ensemble des préventeurs un accès direct aux effets immédiats de l'exercice, les mesures EMG jouent un rôle important dans le but de convaincre de l'intérêt réel des exercices. Ce *biofeedback* constitue un élément décisif afin de favoriser l'adhérence à la démarche de prévention active des TMS.

DISCUSSION GENERALE

 e travail réalisé au sein du Groupe SEB pendant ces 3 ans de thèse a permis d'apprécier la réalité de la problématique des TMS. Ce qui s'est avéré être l'élément le plus marquant de cette réalité concerne l'aspect humain. Les difficultés majeures rencontrées au quotidien par les personnes concernées sont éloquentes vis-à-vis de la souffrance ressentie et ne peuvent laisser indifférent. Par ailleurs, l'encadrement proche de ces personnes (contremaitres, responsables de ligne...) ainsi que les autres acteurs de la prévention sont le plus souvent également atteints par des difficultés liées au manque de moyens adaptés pour lutter efficacement contre le risque de TMS. Ce sentiment d'impuissance se retrouve également au niveau de l'entreprise qui, malgré un réel engagement, doit faire face à l'absence de résultats concrets des démarches de lutte mises en place. Ces constats nous ont conduits à nous interroger sur les orientations qu'il conviendrait de développer afin d'améliorer cette démarche. Deux intentions principales seront exposées, la première consiste à enrichir l'approche ergonomique, en intégrant la réalité de la motricité humaine dans les modèles actuels de prévention. La seconde consiste à dépasser les limites inhérentes à l'ergonomie, en construisant des démarches actives et novatrices de prévention des TMS, efficaces et contrôlées.

L'intégration des règles d'organisation de la motricité humaine dans les modèles actuels de prévention se justifie au regard du décalage qui existe entre les critères de quantification de la charge musculo-squelettique classiquement utilisés, et la réalité des mécanismes physiopathologiques. Comme l'illustre la figure 66, le développement d'un TMS particulier *i.e.* le CSA, résulte de facteurs externes liés à la tâche et de facteurs internes liés à l'individu lui-même. Telle qu'elle est généralement déployée en entreprise, la démarche ergonomique ne considère que la partie visible de la tâche. Pour illustrer cette vision partielle de la charge musculo-squelettique, appuyons-nous sur la manière dont sont généralement présentées les « améliorations santé » par les équipes de conception. La mise en évidence des améliorations passe généralement par une comparaison directe entre l'image d'un opérateur qui réalise un

geste ample (ce qui correspond à la situation initiale) et une seconde image qui souligne la réduction impressionnante des amplitudes de mouvement et qui correspond à la situation de travail aménagée. Cette centration en direction des gestes de grande amplitude, considérés comme des *gestes à contraintes*, se remarque clairement lors des visites d'atelier au cours desquelles ces situations sont systématiquement remarquées et commentées.

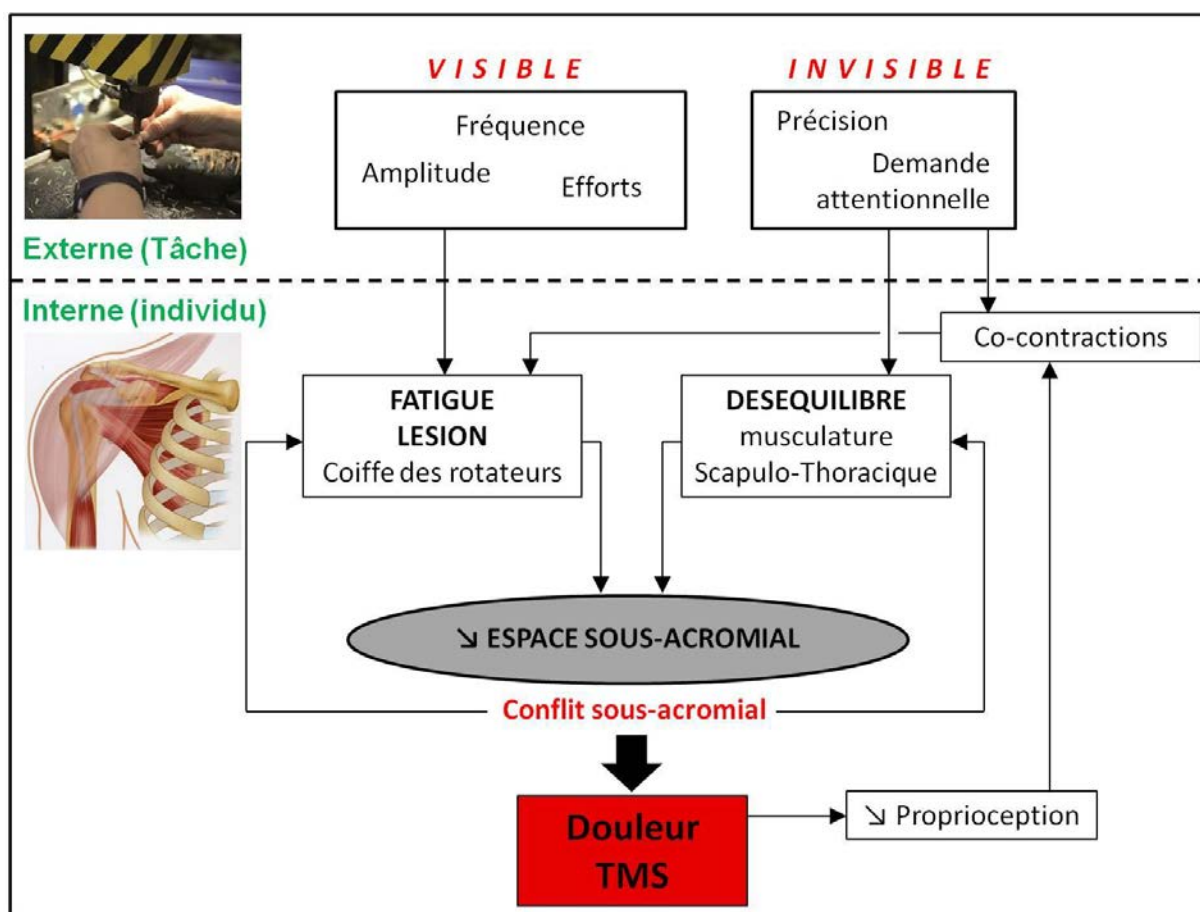


Figure 66. Schématisation des interactions qui existent entre les facteurs de risque de développement des CSA liés à la tâche (en haut) ainsi qu'à l'individu (en bas). La limite de la démarche ergonomique repose sur le fait qu'elle consiste simplement à réduire l'impact des facteurs liés à la tâche sur l'individu, par la seule prise en compte des éléments visibles.

Cette vision faussée du risque biomécanique constitue un obstacle important à la détermination de la charge musculo-squelettique associée à une situation de travail. Nous avons

abordé dans ce document la manière dont les connaissances et les outils issus des sciences de la motricité pouvaient enrichir la démarche ergonomique de prévention des TMS. Cette approche qualifiée d'*ergomotrice*¹⁴ apporte des éléments concrets dans les différentes étapes clés du processus de lutte. L'utilisation de l'électromyographie de surface permet par exemple d'objectiver et d'évaluer la charge musculo-squelettique tout en étant un moyen de sensibiliser les acteurs concernés par une illustration et une communication efficace. Toutefois, le principe ergonomique, qui consiste à adapter le travail à l'homme, est porteur de limites. En effet, il est utopique d'envisager une situation de travail qui ne serait pas associée à un certain coût neuromusculaire. Autrement dit, il est essentiel de proposer et de valider des solutions de prévention complémentaires, et ce, dans le but d'éviter que le remplacement des opérateurs humains par des machines soit l'unique moyen de réduire le risque de pathologies industrielles.

La solution de prévention complémentaire, qui correspond à notre seconde intention pour l'amélioration de la démarche de prévention des TMS, consiste à intégrer des exercices thérapeutiques spécifiques. De nombreuses structures privées proposent d'ores et déjà, à l'attention de certains groupes industriels, des programmes d'intervention basés sur la réalisation d'exercices physiques généralistes et non ciblés. La démarche active de prévention des TMS que nous proposons repose quant à elle sur la mise en place d'exercices particuliers, définis sur la base des connaissances physiopathologiques relatives à leur instauration. Ces exercices, qui, au-delà de simplement procurer un sentiment de bien-être aux opérateurs, ont comme objectif d'atténuer, voire d'éliminer les symptômes pathologiques, de favoriser la récupération et le relâchement musculaire. Dans ce travail, nous avons mis en évidence le fait que cette démarche était associée à l'amélioration de la qualité de vie de l'opérateur, à la diminution de la douleur ainsi qu'à la restauration de la fonction de l'épaule. Ces bénéfices, visibles et rapides, répondent au double enjeu de santé et de performance, essentiel pour les

¹⁴ L'approche ergomotrice s'attache à l'étude des pratiques motrices relatives au travail.

individus et l'entreprise. La diminution de douleur associée au programme d'intervention s'accompagne pour l'opérateur d'une augmentation de la mobilité active de l'épaule ainsi que d'une amélioration de sa performance industrielle. Le fait que ces exercices thérapeutiques soient associés à des effets visibles et mesurables revêt un intérêt central. Les dirigeants et les acteurs de prévention ont en effet besoin de preuves tangibles qui concernent l'efficacité des actions mises en place. Sur la base de ces éléments, nous avons toutes les raisons de penser que les exercices thérapeutiques constituent un réel outil de prévention des TMS, en accord avec les exigences du contexte industriel (respect de la production, amélioration de la qualité de vie, revalorisation de l'image...). Cette approche, complémentaire à l'ergonomie, nécessite toutefois la prise en compte de certaines précautions décisives pour le succès des actions menées. Ces précautions s'organisent autour de trois notions fondamentales : (i) la connaissance, (ii) l'adhérence et (iii) la cohérence.

La notion de connaissance repose sur le fait que, pour être efficace, l'exercice doit correspondre aux mécanismes physiopathologiques. Dans le cas de l'épaule, nos résultats suggèrent que l'exercice de recentrage dynamique de la tête humérale en chaîne cinétique fermée permet effectivement de contrer le mécanisme de CSA par l'augmentation de l'espace sous-acromial. Ainsi, ces connaissances permettent de dissocier les exercices thérapeutiques qui visent à limiter ou annuler le développement d'une pathologie, des exercices de renforcement généraux de la musculature péri-articulaire associés à une augmentation des capacités de force des individus. La notion d'adhérence fait quant à elle référence à l'approbation et à la coopération des individus au programme d'intervention. Elle peut notamment se mesurer par le taux d'observance qui doit être le plus élevé. À l'instar d'une aide à la manutention qui est utile uniquement si elle est effectivement utilisée par les opérateurs, les exercices thérapeutiques ne peuvent être bénéfiques que s'ils sont réellement exécutés. L'appropriation par les opérateurs des objectifs de l'exercice (eux-mêmes en relation avec les

connaissances physiopathologiques) représente selon nous un moyen de faciliter l'adhérence. Nos travaux mettent également en évidence un effet immédiat de l'exercice de recentrage dynamique de la tête humérale en chaîne cinétique fermée, sur à la fois, la diminution de la douleur et l'augmentation de la mobilité active de l'épaule. Les résultats constatés au test de Yocum modifié qui constitue selon Marc et al. (2006) un indicateur fiable, rapide et sensible de la fonction de l'épaule, ont spécialement retenu notre attention. L'amélioration des performances des opérateurs à ce test se concrétise dans la vie quotidienne comme le confirment les témoignages recueillis lors du court programme d'intervention et dont voici quelques exemples :

- *« je peux de nouveau étendre mon linge »,*
- *« j'ai pu porter mes courses hier »,*
- *« le travail est moins douloureux »,*
- *« je n'ai plus de fourmis dans le bras la nuit ».*

Si ces témoignages n'ont aucune valeur scientifique, ce regard positif porté par les opérateurs sur la démarche active de prévention, constitue un autre moyen important qui favorise l'adhérence. Enfin, la réussite de la démarche de prévention active de l'épaule semble avoir un effet catalyseur en favorisant l'observance à d'éventuels exercices supplémentaires en direction d'autres régions anatomiques (cervicalgies, lombalgies, etc.). Enfin, la cohérence constitue un pré-requis nécessaire à la réussite d'une approche de prévention active qui, pour être cohérente, doit être accompagnée et/ou précédée d'une démarche d'amélioration des conditions de travail. En 2004, Coutarel soulevait une question d'ordre éthique relative à la mise en place d'activités physiques dans le secteur professionnel : *« axer la prévention des TMS sur l'amélioration des capacités fonctionnelles des travailleurs, revient à rendre le travailleur responsable de sa pathologie, et donc à relativiser l'origine professionnelle de ces troubles »*. En accord avec ces propos, la démarche active de prévention des TMS ne doit en aucun cas se

substituer à la mise en place d'une démarche ergonomique qui vise à réduire le risque de TMS par une vision globale de la situation de travail. Plus précisément, le déploiement de cette démarche doit être précédé ou accompagné d'un réel engagement de l'entreprise pour la réduction du risque de TMS par l'aménagement des situations de travail. Ce discours est, et doit être clair vis-à-vis de l'entreprise et des personnes concernées.

Pour conclure, la figure 67 synthétise la façon dont l'approche *ergomotrice*, basée sur les connaissances issues des sciences de la motricité, peut enrichir la démarche de prévention des TMS.

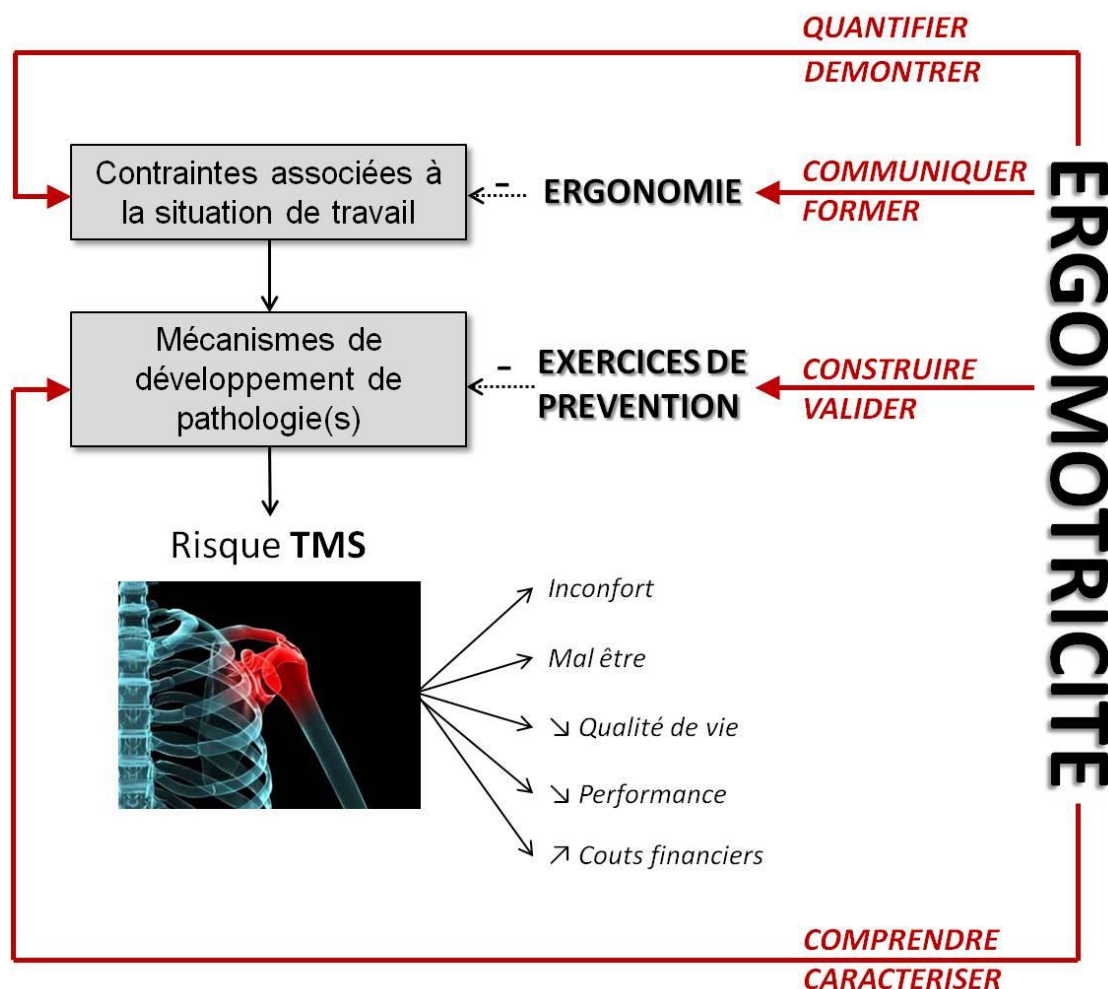


Figure 67. Illustration des apports de l'Ergomotricité dans la démarche de prévention des TMS.

Le système de santé au travail en France est marqué par une profonde mutation qui le pousse à évoluer en direction d'utilisation d'actions efficaces basées sur des interventions pluridisciplinaires (Caroly, 2013). Les éléments apportés dans ce document attestent du fait que ces équipes, généralement composées de médecins et d'infirmiers de santé au travail, d'intervenants en prévention des risques professionnels, d'ergonomes ou encore d'ingénieurs hygiène/santé/sécurité, ne peuvent faire l'économie de l'intégration de spécialistes de la motricité, formés à la prévention des TMS. Le champ des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS) qui dispense une approche pluridisciplinaire du mouvement humain, constitue un cadre optimal de formation de spécialistes capables (i) de développer des connaissances scientifiques fondamentales et appliquées dans le domaine de la prévention des TMS et (ii) d'assister les entreprises par une approche innovante qui s'inscrit en complément de la démarche ergonomique classique.

Si l'intégration des sciences de la motricité offre d'ores et déjà des moyens concrets applicables dans le but d'améliorer la démarche de prévention des TMS, elle ouvre également à de nombreuses perspectives d'optimisation à plus long terme, qui prennent en compte la complexité et le caractère dynamique de la motricité humaine. La prise en compte de l'instauration de la fatigue musculaire au cours de la journée de travail constitue selon nous une belle illustration de ce problème. La conception de postes, spécifiquement adaptés à l'état de fatigue musculaire des opérateurs, permettrait d'offrir à ces derniers une marge de manœuvre suffisante afin d'adapter la motricité en termes spatial et temporel. Dès lors, les stratégies motrices compensatoires (Bonnard et al., 1994; Côté et al., 2002; Forestier & Nougier, 1998) établies dans cet environnement faiblement contraint, permettraient de lutter contre l'instauration des mécanismes pathologiques liés à la fatigue musculaire. Un moyen supplémentaire permettant de lutter contre les pathologies professionnelles consiste à organiser une rotation aux postes efficace, c'est-à-dire qui assure une variation des zones musculo-

squelettiques sollicitées. À cet effet, la réalisation d'une cartographie des contraintes musculo-squelettiques apparaît comme une solution intéressante. Conformément à la méthode développée par N. Forestier et R. Terrien au sein du Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (E.A. 4338), le recueil direct des activités électromyographiques permet de Quantifier le Coût Musculaire (QCM) associé aux différentes situations de travail (figure 68). La mise à disposition des fiches d'identité des postes de travail aux services de Santé au travail et aux Ressources Humaines représente une réelle aide à la décision pour l'organisation des rotations aux postes ainsi que pour l'orientation des personnes concernées par une restriction médicale.

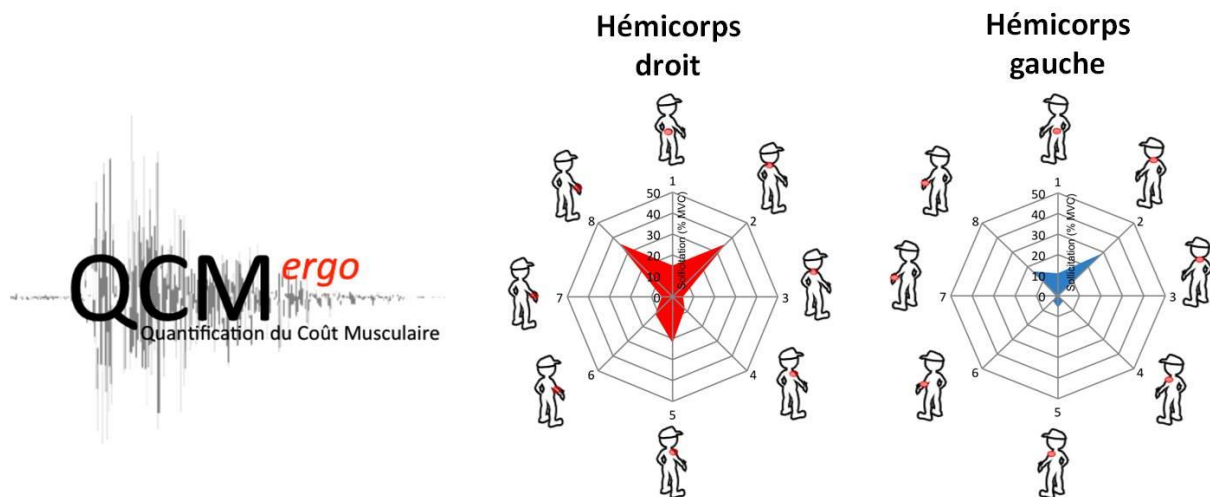


Figure 68. Illustration d'un exemple de caractérisation musculaire d'un poste de travail réalisé au moyen de la démarche de quantification du coût musculaire (*QCMergo*TM). Notez la dissymétrie et le niveau de sollicitation important de la région scapulaire et du poignet.

Les perspectives d'amélioration à plus long terme concernent finalement la démarche active de prévention qui constitue un réel levier d'amélioration du processus de lutte contre les TMS. Un exemple d'intégration d'exercices thérapeutiques dans le quotidien de la production industrielle est illustré dans la figure 69. Il s'agit de créer un premier espace à l'entrée de la zone de production dans lequel s'effectue, avant la prise de poste, des exercices d'échauffement

qui visent à préparer l'opérateur à l'activité à venir et à limiter le risque d'accident du travail. Un second espace, placé à la sortie de la zone de production, est quant à lui dédié à la réalisation des exercices thérapeutiques dans le but de diminuer l'occurrence des maladies professionnelles.

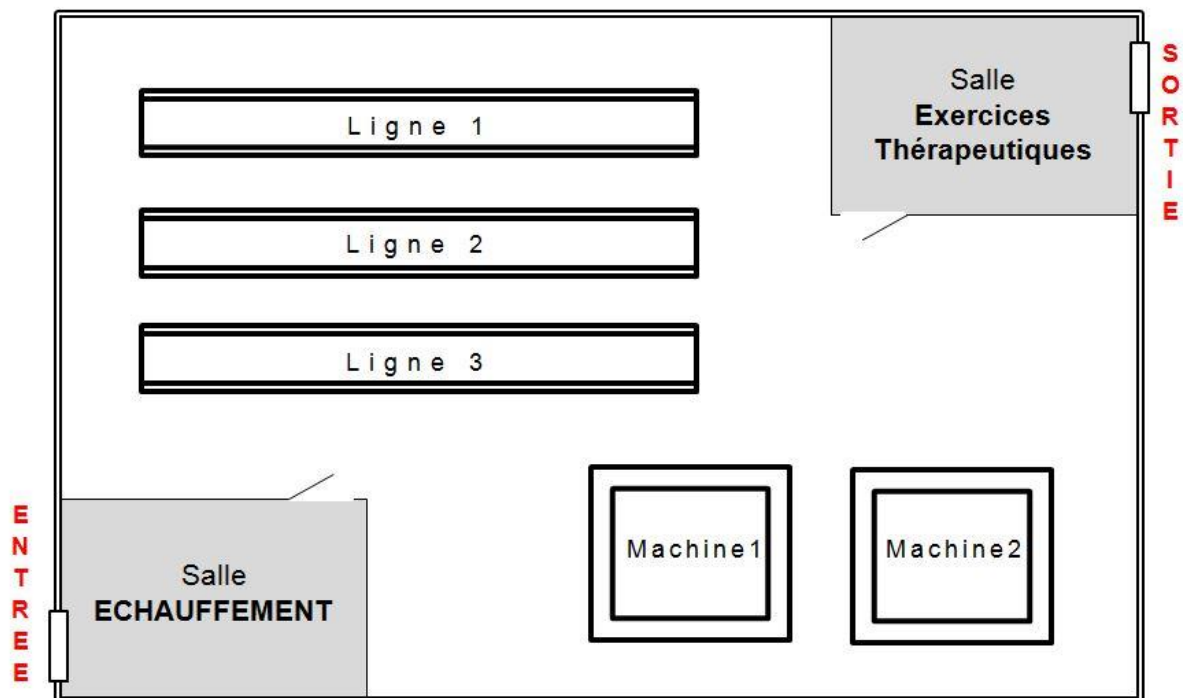


Figure 69. Illustration d'un aménagement qui consiste à intégrer la démarche active de prévention des TMS dans le processus quotidien de production. L'ensemble des opérateurs passe par la salle d'échauffement avant l'entrée dans la zone de production puis par la salle dédiée aux exercices thérapeutiques à la sortie.

Des exercices thérapeutiques, basés sur des étirements très simples, s'avèrent utiles au cours de la journée de travail. Le rappel d'une sélection d'étirements pourrait être envisagé au moment précis d'un arrêt technique de la ligne de production au moyen d'un affichage sur le poste de travail. Cette solution présente l'avantage d'inclure la réalisation des exercices à différents moments dans la journée de travail et en temps masqué *i.e.* sans modifier la

production. De cette manière, ils participent à retarder ou à contrer le développement des cercles vicieux à l'origine de la chronicisation des myalgies. La lutte contre ces douleurs musculaires très fréquentes au niveau du trapèze peut enfin être l'objet de recherches fondamentales. Dans ce cadre nous envisageons de tester l'efficacité d'une méthode basée sur la technique de biofeedback pour la prévention des myalgies du trapèze supérieur. Cette technique consiste à révéler en temps direct certains paramètres physiologiques (*e.g.* activité électrique musculaire, position articulaire) à l'opérateur, *via* l'utilisation de dispositifs électroniques.

Il est possible d'apporter une conclusion générale à ce travail qui s'articule autour de quatre points clés. Le premier étant que l'exploration des liens existants entre le contrôle neuromusculaire et le développement des troubles musculo-squelettiques de l'épaule nécessite l'utilisation de modèles expérimentaux écologiques. Le second étant que l'application de connaissances et d'outils propres aux sciences de la motricité constitue un réel levier d'amélioration de la démarche ergonomique de prévention. Le troisième étant que l'exercice de recentrage dynamique de la tête humérale réalisé en chaîne cinétique fermée permet de réduire les symptômes de conflit sous-acromial chez les opérateurs de production. Le quatrième étant que les exercices thérapeutiques représentent un outil pertinent de lutte contre les troubles musculo-squelettiques, outil applicable dans le secteur industriel et complémentaire à l'approche ergonomique.

Les connaissances abordées dans ce document modifient finalement la vision du *corps-travail* décrite par Michel Gendrier, celui dont le degré de fatigue n'est jamais mesuré et qui doit s'adapter aux contraintes dictées par la production sans qu'aucune considération ne lui soit accordée. Il est évident qu'il existe une possibilité de mise en place d'un environnement favorable au bon fonctionnement de la machine humaine qui repose sur l'intégration des sciences de la motricité. La réflexion ergomotrice, basée à la fois sur l'articulation de travaux fondamentaux et d'études de terrain, permettra sans aucun doute de créer des conditions

capables de limiter la part pathologique actuellement portée par le mouvement professionnel. En définitive, il apparaît que l'approche ergomotrice telle que présentée dans ce travail devrait, dans un futur proche, trouver sa place dans la dynamique existante de prévention des troubles musculo-squelettiques.

BIBLIOGRAPHIE

- Allen, G. I., & Tsukahara, N. (1974). Cerebrocerebellar communication systems. *Physiological Reviews*, 54(4), 957–1006.
- Almeida, G. L., Hong, D. A., Corcos, D., & Gottlieb, G. L. (1995). Organizing principles for voluntary movement: extending single-joint rules. *Journal of Neurophysiology*, 74(4), 1374–1381.
- Andersen, C. H., Andersen, L. L., Zebis, M. K., & Sjøgaard, G. (2013). Effect of Scapular Function Training on Chronic Pain in the Neck/Shoulder Region: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Occupational Rehabilitation*. doi:10.1007/s10926-013-9441-1
- Andersen, J. H., & Gaardboe, O. (1993). Musculoskeletal disorders of the neck and upper limb among sewing machine operators: a clinical investigation. *American Journal of Industrial Medicine*, 24(6), 689–700.
- Andersen, L. L., Christensen, K. B., Holtermann, A., Poulsen, O. M., Sjøgaard, G., Pedersen, M. T., & Hansen, E. A. (2010). Effect of physical exercise interventions on musculoskeletal pain in all body regions among office workers: a one-year randomized controlled trial. *Manual Therapy*, 15(1), 100–104. doi:10.1016/j.math.2009.08.004
- Andersen, L. L., Saervoll, C. A., Mortensen, O. S., Poulsen, O. M., Hannerz, H., & Zebis, M. K. (2011). Effectiveness of small daily amounts of progressive resistance training for frequent neck/shoulder pain: randomised controlled trial. *Pain*, 152(2), 440–446. doi:10.1016/j.pain.2010.11.016
- Aptel, M., & Aublet-Cuvelier, A. (2005). Prévenir les troubles musculo-squelettiques du membre supérieur: Un enjeu social et économique., 17(3), 455–469.
- Aptel, M., Cail, F., & Aublet-Cuvelier, A. (2011). *Les troubles musculosquelettiques du membre supérieur (TMS-MS) guide pour les préventeurs*. Paris: Institut national de recherche et de sécurité (France).
- Aptel, M., & Cnockaert, J. C. (2002). Liens entre les Troubles Musculo-Squelettiques du membre supérieur et le stress. *BTS*, 57.
- Aptel, M., & Gaudez, C. (2003). Physiopathologie des TMS de l'épaule de type musculaire liés au travail: l'hypothèse des fibres de Cendrillon. *Ceinture Scapulaire et Pathologies Professionnelles*. Masson, Paris, 1–12.
- Aptel, M., Lafaurie, S., & Tronchet, L. (2000). OREGÉ : un outil simple d'évaluation des facteurs de risque biomécaniques de TMS du membre supérieur. (J. Atain-Kouadio, Ed.). Retrieved from <http://www.inrs.fr/accueil/recherche/etudes-publications-communications/doc/publication.html?refINRS=C.5/1.026/3742/NS%20196>
- Aptel, M., Morel, O., Aublet-Cuvelier, A., Guerrier, A., & Forsman, M. (2008). Une méthode-outil d'aide à la prévention des TMS pour les petites entreprises. *Documents Pour Le Médecin Du Travail, DMT*, (114), 221–231.
- Aptel, M., & Vézina, N. (2008). Quels modèles pour comprendre et prévenir les TMS. *Pour Une Approche Holistique et Dynamique*, 2. Retrieved from <http://www.irsst.qc.ca/media/documents/PubIRSST/Plen-Aptel-Vezina-11h20.pdf>
- Basmajian, & De Luca. (1985). *Muscles alive: Their functions revealed by electromyography* (Williams and Wilkins.).

- Bastian, A. J., Martin, T. A., Keating, J. G., & Thach, W. T. (1996). Cerebellar ataxia: abnormal control of interaction torques across multiple joints. *Journal of Neurophysiology*, 76(1), 492–509.
- Bastian, A. J., Zackowski, K. M., & Thach, W. T. (2000). Cerebellar ataxia: torque deficiency or torque mismatch between joints? *Journal of Neurophysiology*, 83(5), 3019–3030.
- Beaton, D., & Richards, R. R. (1998). Assessing the reliability and responsiveness of 5 shoulder questionnaires. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 7(6), 565–572.
- Bernard, B. P., Putz-Anderson, V., & others. (1997). Musculoskeletal disorders and workplace factors: a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back. Retrieved from <http://stacks.cdc.gov/view/cdc/21745>
- Berthoz, A. (1997). *Sens du mouvement (Le)*. Odile Jacob.
- Bigliani, L. U. (1986). The morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears. *Orthop. Trans.*, 10, 228.
- Björklund, M., Crenshaw, A. G., Djupsjöbacka, M., & Johansson, H. (2000). Position sense acuity is diminished following repetitive low-intensity work to fatigue in a simulated occupational setting. *European Journal of Applied Physiology*, 81(5), 361–367. doi:10.1007/s004210050055
- Blangsted, A. K., Sogaard, K., Hansen, E. A., Hannerz, H., & Sjøgaard, G. (2008). One-year randomized controlled trial with different physical-activity programs to reduce musculoskeletal symptoms in the neck and shoulders among office workers. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 34(1), 55–65.
- Bongers, P. M. (2001). The cost of shoulder pain at work. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 322(7278), 64–65.
- Bongers, P. M., de Winter, C. R., Kompier, M. A., & Hildebrandt, V. H. (1993). Psychosocial factors at work and musculoskeletal disease. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 19(5), 297–312.
- Bonnard, M., Sirin, A. V., Oddsson, L., & Thorstensson, A. (1994). Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. *Neuroscience Letters*, 166(1), 101–105.
- Bonnel, F., Chevrel, J.-P., & Outrequin, G. (1991). *Anatomie clinique 1 : Les membres*. Paris: Springer.
- Borstad, J. D., & Ludewig, P. M. (2002). Comparison of scapular kinematics between elevation and lowering of the arm in the scapular plane. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(9-10), 650–659.
- Bourgeois, F., & Gonon, O. (2010). Le lean et l'activité humaine. Quel positionnement de l'ergonomie, convoquée par cette nouvelle doctrine de l'efficacité? *Activités Revue électronique*, 7(1).
- Braman, J. P., Engel, S. C., Laprade, R. F., & Ludewig, P. M. (2009). In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 18(6), 960–967. doi:10.1016/j.jse.2009.02.001

- Bruère, S. (2012). Travail d'organisation du lean manufacturing et santé : à la source des risques. *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé*, (14-2). doi:10.4000/pistes.2556
- Buchmann, W. (2013). *Aspects de moyen et long termes dans la genèse et l'évolution des Troubles Musculo-Squelettiques au travail: une recherche dans l'industrie aéronautique*. Conservatoire national des arts et métiers-CNAM. Retrieved from <http://halshs.archives-ouvertes.fr/tel-00877353/>
- Buckle, P. W., & Devereux, J. J. (2002). The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Applied Ergonomics*, 33(3), 207–217.
- Budoff, J. E., Nirschl, R. P., & Guidi, E. J. (1998). Débridement of partial-thickness tears of the rotator cuff without acromioplasty. Long-term follow-up and review of the literature. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 80(5), 733–748.
- Caroly, S. (2013). Les conditions pour mobiliser les acteurs de la prévention des TMS : construire du collectif de travail entre pairs pour développer le métier et favoriser le travail collectif pluri-professionnel. *Perspectives interdisciplinaires sur le travail et la santé*, (15-2). doi:10.4000/pistes.3400
- Chester, R., Smith, T. O., Hooper, L., & Dixon, J. (2010). The impact of subacromial impingement syndrome on muscle activity patterns of the shoulder complex: a systematic review of electromyographic studies. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 45. doi:10.1186/1471-2474-11-45
- Chiang, H. C., Ko, Y. C., Chen, S. S., Yu, H. S., Wu, T. N., & Chang, P. Y. (1993). Prevalence of shoulder and upper-limb disorders among workers in the fish-processing industry. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 19(2), 126–131.
- CNAM-TS. (2011). Rapport de gestion.
- Colombini, D. (1998). An observational method for classifying exposure to repetitive movements of the upper limbs. *Ergonomics*, 41(9), 1261–1289. doi:10.1080/001401398186306
- Cools, A. M., Declercq, G. A., Cambier, D. C., Mahieu, N. N., & Witvrouw, E. E. (2007). Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17(1), 25–33. doi:10.1111/j.1600-0838.2006.00570.x
- Cools, A. M., Dewitte, V., Lanszweert, F., Notebaert, D., Roets, A., Soetens, B., ... Witvrouw, E. E. (2007). Rehabilitation of scapular muscle balance: which exercises to prescribe? *The American Journal of Sports Medicine*, 35(10), 1744–1751. doi:10.1177/0363546507303560
- Cools, A. M., Witvrouw, E. E., Declercq, G. A., Danneels, L. A., & Cambier, D. C. (2003). Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(4), 542–549.
- Côté, J. N. (2012). A critical review on physical factors and functional characteristics that may explain a sex/gender difference in work-related neck/shoulder disorders. *Ergonomics*, 55(2), 173–182. doi:10.1080/00140139.2011.586061
- Cote, J. N., Feldman, A. G., Mathieu, P. A., & Levin, M. F. (2008). Effects of fatigue on intermuscular coordination during repetitive hammering. *Motor Control*, 12(2), 79–92.

- Côté, J. N., Mathieu, P. A., Levin, M. F., & Feldman, A. G. (2002). Movement reorganization to compensate for fatigue during sawing. *Experimental Brain Research*, 146(3), 394–398. doi:10.1007/s00221-002-1186-6
- Côté, J. N., Raymond, D., Mathieu, P. A., Feldman, A. G., & Levin, M. F. (2005). Differences in multi-joint kinematic patterns of repetitive hammering in healthy, fatigued and shoulder-injured individuals. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(6), 581–590. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.02.012
- Coutarel, F. (2004). *La prévention des troubles musculo-squelettiques en conception: quelles marges de manœuvre pour le déploiement de l'activité?*. Université Victor Segalen-Bordeaux II. Retrieved from <http://hal.archives-ouvertes.fr/tel-00821248/>
- Criswell, E. (2010). *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. Jones & Bartlett Publishers.
- Debicki, D. B., & Gribble, P. L. (2004). Inter-joint coupling strategy during adaptation to novel viscous loads in human arm movement. *Journal of Neurophysiology*, 92(2), 754–765. doi:10.1152/jn.00119.2004
- Debicki, D. B., & Gribble, P. L. (2005). Persistence of inter-joint coupling during single-joint elbow flexions after shoulder fixation. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation Cérébrale*, 163(2), 252–257. doi:10.1007/s00221-005-2229-6
- De Luca, C. J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanics, (13), 135–163.
- De Mey, K., Cagnie, B., Danneels, L. A., Cools, A. M., & Van de Velde, A. (2009). Trapezius muscle timing during selected shoulder rehabilitation exercises. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(10), 743–752. doi:10.2519/jospt.2009.3089
- De Mey, K., Danneels, L., Cagnie, B., & Cools, A. M. (2012). Scapular muscle rehabilitation exercises in overhead athletes with impingement symptoms: effect of a 6-week training program on muscle recruitment and functional outcome. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(8), 1906–1915. doi:10.1177/0363546512453297
- Desmeules, F., Minville, L., Riederer, B., Côté, C. H., & Frémont, P. (2004). Acromio-humeral distance variation measured by ultrasonography and its association with the outcome of rehabilitation for shoulder impingement syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 14(4), 197–205.
- Deutsch, A., Altchek, D. W., Schwartz, E., Otis, J. C., & Warren, R. F. (1996). Radiologic measurement of superior displacement of the humeral head in the impingement syndrome. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 5(3), 186–193.
- De Witte, P. B., Nagels, J., van Arkel, E. R. A., Visser, C. P. J., Nelissen, R. G. H. H., & de Groot, J. H. (2011). Study protocol subacromial impingement syndrome: the identification of pathophysiologic mechanisms (SISTIM). *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12, 282. doi:10.1186/1471-2474-12-282
- DHHS (NIOSH). (1992). Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting : Expert perspectives. Soderberg G.
- Diederichsen, L. P., Nørregaard, J., Dyhre-Poulsen, P., Winther, A., Tufekovic, G., Bandholm, T., ... Krogsgaard, M. (2009). The activity pattern of shoulder muscles in subjects with and without subacromial impingement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*:

- Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(5), 789–799. doi:10.1016/j.jelekin.2008.08.006
- Douillet, P. (2005). Des coûts aux risques stratégiques: Essai d'approche économique de la problématique des troubles musculo-squelettiques. *Performances*, (23), 34–41.
- Dounskaia, N. V., Ketcham, C. J., & Stelmach, G. E. (2002). Influence of biomechanical constraints on horizontal arm movements. *Motor Control*, 6(4), 366–387.
- Dounskaia, N. V., Swinnen, S. P., Walter, C. B., Spaepen, A. J., & Verschueren, S. M. (1998). Hierarchical control of different elbow-wrist coordination patterns. *Experimental Brain Research*, 121(3), 239–254.
- Dufour, M., & Pillu, M. (2005). *Biomécanique fonctionnelle*. Masson.
- Ekstrom, R. A., Donatelli, R. A., & Soderberg, G. L. (2003). Surface electromyographic analysis of exercises for the trapezius and serratus anterior muscles. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(5), 247–258. doi:10.2519/jospt.2003.33.5.247
- Ellenbecker, T. S., & Cools, A. (2010). Rehabilitation of shoulder impingement syndrome and rotator cuff injuries: an evidence-based review. *British Journal of Sports Medicine*, 44(5), 319–327. doi:10.1136/bjsm.2009.058875
- Endo, K., Ikata, T., Katoh, S., & Takeda, Y. (2001). Radiographic assessment of scapular rotational tilt in chronic shoulder impingement syndrome. *Journal of Orthopaedic Science: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 6(1), 3–10.
- Epstein, R. E., Schweitzer, M. E., Frieman, B. G., Fenlin, J. M., & Mitchell, D. G. (1993). Hooked acromion: prevalence on MR images of painful shoulders. *Radiology*, 187(2), 479–481. doi:10.1148/radiology.187.2.8475294
- Escamilla, R. F., Hooks, T. R., & Wilk, K. E. (2014). Optimal management of shoulder impingement syndrome. *Open Access Journal of Sports Medicine*, 5, 13–24. doi:10.2147/OAJSM.S36646
- European Agency for Safety and Health at Work. (2008). *Work-related musculoskeletal disorders: prevention report*. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities.
- Fedorowich, L., Emery, K., Gervasi, B., & Côté, J. N. (2013). Gender differences in neck/shoulder muscular patterns in response to repetitive motion induced fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(5), 1183–1189. doi:10.1016/j.jelekin.2013.06.005
- Fey, A. J., Dorn, C. S., Busch, B. P., Laux, L. A., Hassett, D. R., & Ludewig, P. M. (2007). Potential torque capabilities of the trapezius. *J Orthop Sports Phys Ther*, 37(1), A44–A45.
- Fitts, P. M. (1954). The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, 47(6), 381–391.
- Forde, M. S., Punnett, L., & Wegman, D. H. (2002). Pathomechanisms of work-related musculoskeletal disorders: conceptual issues. *Ergonomics*, 45(9), 619–630. doi:10.1080/00140130210153487
- Forestier, N., & Nougier, V. (1998). The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. *Neuroscience Letters*, 252(3), 187–190.

- Forestier, N., Teasdale, N., & Nougier, V. (2002). Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(1), 117–122.
- Forsman, M., Taoda, K., Thorn, S., & Zhang, Q. (2002). Motor-unit recruitment during long-term isometric and wrist motion contractions: a study concerning muscular pain development in computer operators. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 30(4–5), 237–250. doi:10.1016/S0169-8141(02)00128-2
- Frost, P., & Andersen, J. H. (1999). Shoulder impingement syndrome in relation to shoulder intensive work. *Occupational and Environmental Medicine*, 56(7), 494–498.
- Galloway, J. C., & Koshland, G. F. (2002). General coordination of shoulder, elbow and wrist dynamics during multijoint arm movements. *Experimental Brain Research*, 142(2), 163–180. doi:10.1007/s002210100882
- Gendrier, M. (1996). *L'ergomotricité. Le corps, le travail et la santé*. EDP SCIENCES.
- Graichen, H., Bonel, H., Stammberger, T., Englmeier, K. H., Reiser, M., & Eckstein, F. (1999). Subacromial space width changes during abduction and rotation--a 3-D MR imaging study. *Surgical and Radiologic Anatomy: SRA*, 21(1), 59–64.
- Graichen, H., Bonel, H., Stammberger, T., Englmeier, K. H., Reiser, M., & Eckstein, F. (2001). Sex-specific differences of subacromial space width during abduction, with and without muscular activity, and correlation with anthropometric variables. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 10(2), 129–135. doi:10.1067/mse.2001.112056
- Graichen, H., Bonel, H., Stammberger, T., Haubner, M., Rohrer, H., Englmeier, K. H., ... Eckstein, F. (1999). Three-dimensional analysis of the width of the subacromial space in healthy subjects and patients with impingement syndrome. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 172(4), 1081–1086. doi:10.2214/ajr.172.4.10587151
- Gribble, P. L., Mullin, L. I., Cothros, N., & Mattar, A. (2003). Role of cocontraction in arm movement accuracy. *Journal of Neurophysiology*, 89(5), 2396–2405. doi:10.1152/jn.01020.2002
- Gribble, P. L., & Ostry, D. J. (1999). Compensation for interaction torques during single- and multijoint limb movement. *Journal of Neurophysiology*, 82(5), 2310–2326.
- Guissard, N. (2007). L'Etirement musculaire: Mise au point, 47(3), 66–70.
- Halder, A. M., Zhao, K. D., Odriscoll, S. W., Morrey, B. F., & An, K. N. (2001). Dynamic contributions to superior shoulder stability. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 19(2), 206–212. doi:10.1016/S0736-0266(00)00028-0
- Hallström, E., & Kärrholm, J. (2006). Shoulder kinematics in 25 patients with impingement and 12 controls. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 448, 22–27. doi:10.1097/01.blo.0000224019.65540.d5
- Hébert, L. J., Moffet, H., Dufour, M., & Moisan, C. (2003). Acromiohumeral distance in a seated position in persons with impingement syndrome. *Journal of Magnetic Resonance Imaging: JMRI*, 18(1), 72–79. doi:10.1002/jmri.10327
- Hébert, L. J., Moffet, H., McFadyen, B. J., & Dionne, C. E. (2002). Scapular behavior in shoulder impingement syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(1), 60–69.

- Henneman, E., Somjen, G., & Carpenter, D. O. (1965). FUNCTIONAL SIGNIFICANCE OF CELL SIZE IN SPINAL MOTONEURONS. *Journal of Neurophysiology*, 28, 560–580.
- Hess, S. A. (2000). Functional stability of the glenohumeral joint. *Manual Therapy*, 5(2), 63–71. doi:10.1054/math.2000.0241
- Heuleu, J. N. (1989). Mise au point sur l'épaule douloureuse du sportif. *Science & Sports*, 4(4), 317–326. doi:10.1016/S0765-1597(89)80020-6
- Hirano, M., Ide, J., & Takagi, K. (2002). Acromial shapes and extension of rotator cuff tears: magnetic resonance imaging evaluation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 11(6), 576–578. doi:10.1067/mse.2002.127097
- Hirashima, M., Kudo, K., & Ohtsuki, T. (2003). Utilization and compensation of interaction torques during ball-throwing movements. *Journal of Neurophysiology*, 89(4), 1784–1796. doi:10.1152/jn.00674.2002
- Hoe, V. C. W., Urquhart, D. M., Kelsall, H. L., & Sim, M. R. (2012). Ergonomic design and training for preventing work-related musculoskeletal disorders of the upper limb and neck in adults. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 8, CD008570. doi:10.1002/14651858.CD008570.pub2
- Hollerbach, M. J., & Flash, T. (1982). Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. *Biological Cybernetics*, 44(1), 67–77.
- Huffenus, A.-F., Amarantini, D., & Forestier, N. (2006). Effects of distal and proximal arm muscles fatigue on multi-joint movement organization. *Experimental Brain Research*, 170(4), 438–447. doi:10.1007/s00221-005-0227-3
- Inman, V. T., Saunders, J. B., & Abbott, L. C. (1996). Observations of the function of the shoulder joint. 1944. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (330), 3–12.
- Jacobson, S. R., Speer, K. P., Moor, J. T., Janda, D. H., Saddemi, S. R., MacDonald, P. B., & Mallon, W. J. (1995). Reliability of radiographic assessment of acromial morphology. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 4(6), 449–453.
- Jensen, M. P., Chen, C., & Brugger, A. M. (2003). Interpretation of visual analog scale ratings and change scores: a reanalysis of two clinical trials of postoperative pain. *The Journal of Pain: Official Journal of the American Pain Society*, 4(7), 407–414.
- Jensen, M. P., Karoly, P., & Braver, S. (1986). The measurement of clinical pain intensity: a comparison of six methods. *Pain*, 27(1), 117–126.
- Johansen, T. I., Samani, A., Antle, D. M., Côté, J. N., & Madeleine, P. (2013). Gender effects on the coordination of subdivisions of the trapezius muscle during a repetitive box-folding task. *European Journal of Applied Physiology*, 113(1), 175–182. doi:10.1007/s00421-012-2425-6
- Johansson, Windhorst, U., Djupsjöbacka, M., & Passatore, M. (2003). *Chronic Work-related Myalgia: Neuromuscular Mechanisms Behind Work-related Chronic Muscle Pain Syndromes*. Gävle University Press.
- Johnson, G., Bogduk, N., Nowitzke, A., & House, D. (1994). Anatomy and actions of the trapezius muscle. *Clinical Biomechanics*, 9(1), 44–50. doi:10.1016/0268-0033(94)90057-4

- Kadefors, R., Forsman, M., Zoéga, B., & Herberts, P. (1999). Recruitment of low threshold motor-units in the trapezius muscle in different static arm positions. *Ergonomics*, 42(2), 359–375. doi:10.1080/001401399185711
- Kamina, P. (2002). *Précis d'anatomie clinique, tome 1 : Anatomie générale*. Paris: Maloine.
- Kapandji, A.-I. (2005). *Anatomie fonctionnelle 1 : Membres supérieurs. Physiologie de l'appareil locomoteur* (Édition : 6e édition.). Paris: Maloine.
- Kaufman, M. P., Longhurst, J. C., Rybicki, K. J., Wallach, J. H., & Mitchell, J. H. (1983). Effects of static muscular contraction on impulse activity of groups III and IV afferents in cats. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology*, 55(1 Pt 1), 105–112.
- Keele, S. W. (1968). Movement control in skilled motor performance. *Psychological Bulletin*, 70(6p1), 387.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., & Rodgers, M. M. (2005). *Muscles: Testing and Function, with Posture and Pain* (Fifth, North American Edition edition.). Baltimore, MD: LWW.
- Kibler, W. B. (1998). The role of the scapula in athletic shoulder function. *The American Journal of Sports Medicine*, 26(2), 325–337.
- Kibler, W. B. (2006). Scapular involvement in impingement: signs and symptoms. *Instructional Course Lectures*, 55, 35–43.
- Kibler, W. B., & McMullen, J. (2003). Scapular dyskinesis and its relation to shoulder pain. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 11(2), 142–151.
- Kniffki, K. D., Mense, S., & Schmidt, R. F. (1978). Responses of group IV afferent units from skeletal muscle to stretch, contraction and chemical stimulation. *Experimental Brain Research*, 31(4), 511–522.
- Koshland, G. F., Galloway, J. C., & Nevoret-Bell, C. J. (2000). Control of the wrist in three-joint arm movements to multiple directions in the horizontal plane. *Journal of Neurophysiology*, 83(5), 3188–3195.
- Kromer, T. O., Tautenhahn, U. G., de Bie, R. A., Staal, J. B., & Bastiaenen, C. H. G. (2009). Effects of physiotherapy in patients with shoulder impingement syndrome: a systematic review of the literature. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(11), 870–880. doi:10.2340/16501977-0453
- Kuhn, J. E. (2009). Exercise in the treatment of rotator cuff impingement: a systematic review and a synthesized evidence-based rehabilitation protocol. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 18(1), 138–160. doi:10.1016/j.jse.2008.06.004
- LaRue, J. (2004). L'approche cognitive du comportement moteur: le contrôle et l'apprentissage moteurs. In Ripoll (Ed.), J. LaRue, *Manuel de psychologie du sport: Les déterminants de la performance sportive* (Revue EPS., pp. 29–48). Paris.
- Lewis, J., Green, A., Yizhat, Z., & Pennington, D. (2001). Subacromial Impingement Syndrome: Has evolution failed us? *Physiotherapy*, 87(4), 191–198. doi:10.1016/S0031-9406(05)60605-0
- Lin, J., Hanten, W. P., Olson, S. L., Roddey, T. S., Soto-quijano, D. A., Lim, H. K., & Sherwood, A. M. (2005). Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the*

- International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 15(6), 576–586. doi:10.1016/j.jelekin.2005.01.006
- Ludewig, P. M., & Borstad, J. D. (2003). Effects of a home exercise programme on shoulder pain and functional status in construction workers. *Occupational and Environmental Medicine*, 60(11), 841–849.
- Ludewig, P. M., & Braman, J. P. (2011). Shoulder impingement: biomechanical considerations in rehabilitation. *Manual Therapy*, 16(1), 33–39. doi:10.1016/j.math.2010.08.004
- Ludewig, P. M., & Cook, T. M. (2000). Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*, 80(3), 276–291.
- Ludewig, P. M., Cook, T. M., & Nawoczenski, D. A. (1996). Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 24(2), 57–65. doi:10.2519/jospt.1996.24.2.57
- Ludewig, P. M., Hoff, M. S., Osowski, E. E., Meschke, S. A., & Rundquist, P. J. (2004). Relative balance of serratus anterior and upper trapezius muscle activity during push-up exercises. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(2), 484–493.
- Ludewig, P. M., Phadke, V., Braman, J. P., Hassett, D. R., Cieminski, C. J., & LaPrade, R. F. (2009). Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 91(2), 378–389. doi:10.2106/JBJS.G.01483
- Ludewig, P. M., & Reynolds, J. F. (2009). The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 39(2), 90–104. doi:10.2519/jospt.2009.2808
- Lukasiewicz, A. C., McClure, P., Michener, L., Pratt, N., & Sennett, B. (1999). Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 29(10), 574–583; discussion 584–586. doi:10.2519/jospt.1999.29.10.574
- Maenhout, A., Van Praet, K., Pizzi, L., Van Herzeele, M., & Cools, A. (2010). Electromyographic analysis of knee push up plus variations: what is the influence of the kinetic chain on scapular muscle activity? *British Journal of Sports Medicine*, 44(14), 1010–1015. doi:10.1136/bjism.2009.062810
- Magarey, M. E., & Jones, M. A. (2003). Specific evaluation of the function of force couples relevant for stabilization of the glenohumeral joint. *Manual Therapy*, 8(4), 247–253.
- Malchaire, J., Cock, N., Piette, A., Amaral, F., Dias, L. R., & de Schaetzen, D. (1998). Problèmes neurosensoriels liés à l'exposition aux machines vibrantes. *Rapport Final. Contrat de Recherche ST/10/027. Programme D'appui Scientifique À La Protection Des Travailleurs En Matière de Santé, Services Du Premier Ministre*. Retrieved from http://www.belspo.be/belspo/organisation/Publ/pub_ostc/sante/rST09_fr.pdf
- Marc, T. (2006). Le C test, un nouvel indicateur pathomécanique et fonctionnel de prescription et de suivi de kinésithérapie, (462), 59–60.
- Marin, L., & Danion, F. (2005). *Neurosciences: contrôle et apprentissage moteur*. Ellipses.

- Marras, W. S., Lavender, S. A., Ferguson, S. A., Splittstoesser, R. E., & Yang, G. (2010). Quantitative dynamic measures of physical exposure predict low back functional impairment. *Spine*, 35(8), 914–923. doi:10.1097/BRS.0b013e3181ce1201
- Mayerhoefer, M. E., Breitenseher, M. J., Wurnig, C., & Roposch, A. (2009). Shoulder impingement: relationship of clinical symptoms and imaging criteria. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 19(2), 83–89. doi:10.1097/JSM.0b013e318198e2e3
- McAtamney, L., & Nigel Corlett, E. (1993). RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Applied Ergonomics*, 24(2), 91–99.
- McClure, P. W., Michener, L. A., & Karduna, A. R. (2006). Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Physical Therapy*, 86(8), 1075–1090.
- McClure, P. W., Michener, L. A., Sennett, B. J., & Karduna, A. R. (2001). Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 10(3), 269–277. doi:10.1067/mse.2001.112954
- Mense, S. (1977). Nervous outflow from skeletal muscle following chemical noxious stimulation. *The Journal of Physiology*, 267(1), 75–88.
- Mense, S. (1981). Sensitization of group IV muscle receptors to bradykinin by 5-hydroxytryptamine and prostaglandin E₂. *Brain Research*, 225(1), 95–105.
- Mense, S., & Schmidt, R. F. (1974). Activation of group IV afferent units from muscle by algescic agents. *Brain Research*, 72(2), 305–310.
- Merletti, R., & Lo Conte, L. R. (1997). Surface EMG signal processing during isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 7(4), 241–250.
- Michener, L. A., McClure, P. W., & Karduna, A. R. (2003). Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(5), 369–379.
- Ministère du travail, de l'emploi et de la santé. (2011). Prévention des troubles musculo-squelettiques (TMS) dans l'entreprise. Retrieved from http://www.travaillermieux.gouv.fr/IMG/pdf/DP_TMS_2011_Def.pdf
- Moon, S. D., & Sauter, S. L. (1996). *Beyond biomechanics: psychosocial aspects of musculoskeletal disorders in office work*. London, Royaume-Uni.
- Moraes, G. F. S., Faria, C. D. C. M., & Teixeira-Salmela, L. F. (2008). Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 17(1 Suppl), 48S–53S. doi:10.1016/j.jse.2007.08.007
- Morais, A., & Aubineau, R. (2012). Articulation entre l'ergonomie et le lean manufacturing chez PSA, 9(2), 179–197.
- Neer, C. S., 2nd. (1972). Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 54(1), 41–50.

- Neer, C. S., 2nd. (1983). Impingement lesions. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (173), 70–77.
- Niedhammer, I., Landre, M. F., LeClerc, A., Bourgeois, F., Franchi, P., Chastang, J. F., ... Vallayer, C. (1998). Shoulder disorders related to work organization and other occupational factors among supermarket cashiers. *International Journal of Occupational and Environmental Health*, 4(3), 168–178. doi:10.1179/oeh.1998.4.3.168
- Occhipinti, E. (1998). OCRA: a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs. *Ergonomics*, 41(9), 1290–1311. doi:10.1080/001401398186315
- Ogata, S., & Uthoff, H. K. (1990). The early development and ossification of the human clavicle--an embryologic study. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 61(4), 330–334.
- Ohlsson, K., Attewell, R., & Skerfving, S. (1989). Self-reported symptoms in the neck and upper limbs of female assembly workers. Impact of length of employment, work pace, and selection. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 15(1), 75–80.
- Osu, R., Kamimura, N., Iwasaki, H., Nakano, E., Harris, C. M., Wada, Y., & Kawato, M. (2004). Optimal impedance control for task achievement in the presence of signal-dependent noise. *Journal of Neurophysiology*, 92(2), 1199–1215. doi:10.1152/jn.00519.2003
- Paillard, J. (1985). Les niveaux sensori-moteur et cognitif du contrôle de l'action. In Laurent & Therme, *Recherches en activités physiques et sportives I* (UEREPS, Université d'Aix-Marseille II., pp. 147–163).
- Paillard, J. (1994). L'intégration sensori-motrice et idéomotrice. In M. Robert (Ed.), M. Richelle & J. Requin, *Traité de Psychologie Expérimentale* (Presse Universitaire de France., pp. 925–961). Paris.
- Paine, R., & Voight, M. L. (2013). The role of the scapula. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(5), 617–629.
- Parratte, B., Tatu, L., Vuillier, F., Diop, M., Bonniaud, V., & Monnier, G. (2001). Anatomie fonctionnelle de l'épaule. *Revue de Médecine Du Travail*, 28(3), 149–155.
- Pedersen, J., Lönn, J., Hellström, F., Djupsjöbacka, M., & Johansson, H. (1999). Localized muscle fatigue decreases the acuity of the movement sense in the human shoulder. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(7), 1047–1052.
- Pedersen, M. T., Andersen, C. H., Zebis, M. K., Sjøgaard, G., & Andersen, L. L. (2013). Implementation of specific strength training among industrial laboratory technicians: long-term effects on back, neck and upper extremity pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 14, 287. doi:10.1186/1471-2474-14-287
- Phadke, V., Camargo, P., & Ludewig, P. (2009). Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: A review of normal function and alterations with shoulder impingement. *Revista Brasileira De Fisioterapia (Sao Carlos (Sao Paulo, Brazil))*, 13(1), 1–9. doi:10.1590/S1413-35552009005000012
- Picavet, H. S. J., & Schouten, J. S. a. G. (2003). Musculoskeletal pain in the Netherlands: prevalences, consequences and risk groups, the DMC(3)-study. *Pain*, 102(1-2), 167–178.

- Piette, A., Cock, N., & Malchaire, J. (2001). Pathologies musculo-squelettiques des membres supérieurs: épidémiologie et prévention. In *Médecine du travail & ergonomie* (Vol. XXXVIII, pp. 91–94).
- Pigeon, P., Bortolami, S. B., DiZio, P., & Lackner, J. R. (2003). Coordinated turn-and-reach movements. I. Anticipatory compensation for self-generated coriolis and interaction torques. *Journal of Neurophysiology*, 89(1), 276–289. doi:10.1152/jn.00159.2001
- Poppen, N. K., & Walker, P. S. (1976). Normal and abnormal motion of the shoulder. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 58(2), 195–201.
- Poppen, N. K., & Walker, P. S. (1978). Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (135), 165–170.
- Punnett, L., Fine, L. J., Keyserling, W. M., Herrin, G. D., & Chaffin, D. B. (2000). Shoulder disorders and postural stress in automobile assembly work. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 26(4), 283–291.
- Punnett, L., Robins, J. M., Wegman, D. H., & Keyserling, W. M. (1985). Soft tissue disorders in the upper limbs of female garment workers. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 11(6), 417–425.
- Roach, K. E., Budiman-Mak, E., Songsiridej, N., & Lertratanakul, Y. (1991). Development of a shoulder pain and disability index. *Arthritis Care and Research: The Official Journal of the Arthritis Health Professions Association*, 4(4), 143–149.
- Roquelaure, Y., Ha, C., Leclerc, A., Touranchet, A., Sauteron, M., Melchior, M., ... Goldberg, M. (2006). Epidemiologic surveillance of upper-extremity musculoskeletal disorders in the working population. *Arthritis and Rheumatism*, 55(5), 765–778. doi:10.1002/art.22222
- Rotto, D. M., & Kaufman, M. P. (1988). Effect of metabolic products of muscular contraction on discharge of group III and IV afferents. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 64(6), 2306–2313.
- Roy, J.-S., MacDermid, J. C., & Woodhouse, L. J. (2009). Measuring shoulder function: a systematic review of four questionnaires. *Arthritis and Rheumatism*, 61(5), 623–632. doi:10.1002/art.24396
- Roy, J.-S., Moffet, H., Hébert, L. J., St-Vincent, G., & McFadyen, B. J. (2007). The reliability of three-dimensional scapular attitudes in healthy people and people with shoulder impingement syndrome. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 49. doi:10.1186/1471-2474-8-49
- Roy, J.-S., Moffet, H., & McFadyen, B. J. (2008). Upper limb motor strategies in persons with and without shoulder impingement syndrome across different speeds of movement. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(10), 1227–1236. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.07.009
- Rybicki, K. J., Waldrop, T. G., & Kaufman, M. P. (1985). Increasing gracilis muscle interstitial potassium concentrations stimulate group III and IV afferents. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 58(3), 936–941.
- Sainburg, R. L., Ghez, C., & Kalakanis, D. (1999). Intersegmental dynamics are controlled by sequential anticipatory, error correction, and postural mechanisms. *Journal of Neurophysiology*, 81(3), 1045–1056.

- Sainburg, R. L., Ghilardi, M. F., Poizner, H., & Ghez, C. (1995). Control of limb dynamics in normal subjects and patients without proprioception. *Journal of Neurophysiology*, 73(2), 820–835.
- Schmidt, R. A. (1993). *Apprentissage moteur et performance*. Editions Vigot.
- Selen, L. P. J., Beek, P. J., & van Dieën, J. H. (2006). Impedance is modulated to meet accuracy demands during goal-directed arm movements. *Experimental Brain Research*, 172(1), 129–138. doi:10.1007/s00221-005-0320-7
- Sharkey, N. A., & Marder, R. A. (1995). The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(3), 270–275.
- Sinoway, L. I., Hill, J. M., Pickar, J. G., & Kaufman, M. P. (1993). Effects of contraction and lactic acid on the discharge of group III muscle afferents in cats. *Journal of Neurophysiology*, 69(4), 1053–1059.
- Sjøgaard, G., Kiens, B., Jørgensen, K., & Saltin, B. (1986). Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 128(3), 475–484. doi:10.1111/j.1748-1716.1986.tb08002.x
- Sjögren, T., Nissinen, K. J., Järvenpää, S. K., Ojanen, M. T., Vanharanta, H., & Mälikä, E. A. (2005). Effects of a workplace physical exercise intervention on the intensity of headache and neck and shoulder symptoms and upper extremity muscular strength of office workers: a cluster randomized controlled cross-over trial. *Pain*, 116(1-2), 119–128. doi:10.1016/j.pain.2005.03.031
- Stévenot, T., Lhuire, M., Stévenot, M., & Avisse, C. (2012). Pathologies de la coiffe des rotateurs : intérêt d'une manœuvre de recentrage en chaîne fermée: Pathologies of the rotator cuff: The usefulness of a realigning manœuvre in a closed circuit. *Kinésithérapie, La Revue*, 12(123), 48–55. doi:10.1016/S1779-0123(12)75288-9
- Tashjian, R. Z., Deloach, J., Porucznik, C. A., & Powell, A. P. (2009). Minimal clinically important differences (MCID) and patient acceptable symptomatic state (PASS) for visual analog scales (VAS) measuring pain in patients treated for rotator cuff disease. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 18(6), 927–932. doi:10.1016/j.jse.2009.03.021
- Terrier, R., & Forestier, N. (2009). Cognitive cost of motor reorganizations associated with muscular fatigue during a repetitive pointing task. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(6), e487–493. doi:10.1016/j.jelekin.2009.01.004
- Thimm, F., & Baum, K. (1987). Response of chemosensitive nerve fibers of group III and IV to metabolic changes in rat muscles. *Pflügers Archiv: European Journal of Physiology*, 410(1-2), 143–152.
- Timmons, M. K., Thigpen, C. A., Seitz, A. L., Karduna, A. R., Arnold, B. L., & Michener, L. A. (2012). Scapular kinematics and subacromial-impingement syndrome: a meta-analysis. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21(4), 354–370.
- Topka, H., Konczak, J., & Dichgans, J. (1998). Coordination of multi-joint arm movements in cerebellar ataxia: analysis of hand and angular kinematics. *Experimental Brain Research*, 119(4), 483–492.
- Uthoff, H. K., Hammond, D. I., Sarkar, K., Hooper, G. J., & Papoff, W. J. (1988). The role of the coracoacromial ligament in the impingement syndrome. A clinical, radiological and histological study. *International Orthopaedics*, 12(2), 97–104.

- Van der Heijden, G. J. (1999). Shoulder disorders: a state-of-the-art review. *Baillière's Best Practice & Research. Clinical Rheumatology*, 13(2), 287–309. doi:10.1053/berh.1999.0021
- Van der Helm, F. C. (1994). Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 27(5), 527–550.
- Van der Windt, D. A., Koes, B. W., de Jong, B. A., & Bouter, L. M. (1995). Shoulder disorders in general practice: incidence, patient characteristics, and management. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 54(12), 959–964.
- Vecchio, P. C., Kavanagh, R. T., Hazleman, B. L., & King, R. H. (1995). Community survey of shoulder disorders in the elderly to assess the natural history and effects of treatment. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 54(2), 152–154.
- Visser, B., & van Dieën, J. H. (2006). Pathophysiology of upper extremity muscle disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16(1), 1–16. doi:10.1016/j.jelekin.2005.06.005
- Vøllestad, N. K., & Røe, C. (2003). Metabolic and mechanical changes during low-intensity work and their relation to work-related pain. In M. Passatore (Ed.), H. Johansson, *Chronic Work-related Myalgia. Neuromuscular Mechanisms behind Work-related Chronic Muscle Syndromes*, Gävle University Press, Gävle.
- Wadsworth, D. J., & Bullock-Saxton, J. E. (1997). Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. *International Journal of Sports Medicine*, 18(8), 618–624. doi:10.1055/s-2007-972692
- Westgaard, R. H., & de Luca, C. J. (1999). Motor unit substitution in long-duration contractions of the human trapezius muscle. *Journal of Neurophysiology*, 82(1), 501–504.
- Wilk, K. E., Arrigo, C. A., & Andrews, J. R. (1997). Current concepts: the stabilizing structures of the glenohumeral joint. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 25(6), 364–379. doi:10.2519/jospt.1997.25.6.364
- Williams, J. W., Jr, Holleman, D. R., Jr, & Simel, D. L. (1995). Measuring shoulder function with the Shoulder Pain and Disability Index. *The Journal of Rheumatology*, 22(4), 727–732.
- Wolpert, D. M., Ghahramani, Z., & Flanagan, J. R. (2001). Perspectives and problems in motor learning. *Trends in Cognitive Sciences*, 5(11), 487–494. doi:10.1016/S1364-6613(00)01773-3
- Wolpert, D. M., & Kawato, M. (1998). Multiple paired forward and inverse models for motor control. *Neural Networks: The Official Journal of the International Neural Network Society*, 11(7-8), 1317–1329.
- Yamaguchi, K., Sher, J. S., Andersen, W. K., Garretson, R., Uribe, J. W., Hechtman, K., & Neviaser, R. J. (2000). Glenohumeral motion in patients with rotator cuff tears: a comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et Al.]*, 9(1), 6–11.
- Yemm, R. (1977). The orderly recruitment of motor units of the masseter and temporal muscles during voluntary isometric contraction in man. *The Journal of Physiology*, 265(1), 163–174.

- Zebis, M. K., Andersen, L. L., Pedersen, M. T., Mortensen, P., Andersen, C. H., Pedersen, M. M., ... Sjøgaard, G. (2011). Implementation of neck/shoulder exercises for pain relief among industrial workers: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12, 205. doi:10.1186/1471-2474-12-205
- Zennaro, D., Läubli, T., Krebs, D., Klipstein, A., & Krueger, H. (2003). Continuous, intermitted and sporadic motor unit activity in the trapezius muscle during prolonged computer work. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(2), 113–124.

ANNEXES

Annexe 1

Questionnaire d'information

Utilisé dans le cadre des contributions expérimentales

Participation à une étude scientifique – Questionnaire d'information

Responsable : Grégoire Mitonneau (gregoire.mitonneau@univ-savoie.fr)

Bourget-du-Lac, le

n° sujet :	Prénom :	Nom :
Date de naissance :	Taille :	Poids :
Indiquez les sports que vous pratiquez régulièrement (précisez la durée de pratique hebdomadaire approximative) :		
Avez-vous déjà subi une luxation ou une intervention chirurgicale de l'épaule ? <input type="checkbox"/> Oui, Précisez : <input type="checkbox"/> Non		
Ressez-vous une douleur au niveau du cou ou de l'épaule lors de mouvements du bras ou de la tête ? <input type="checkbox"/> Oui, Précisez : <input type="checkbox"/> Non		

Annexe 2

Contribution expérimentale #1

Données complémentaires : Intensité du signal électromyographique enregistrée pour chacun
des muscles étudiés lors de la tâche guidée et de la tâche industrielle

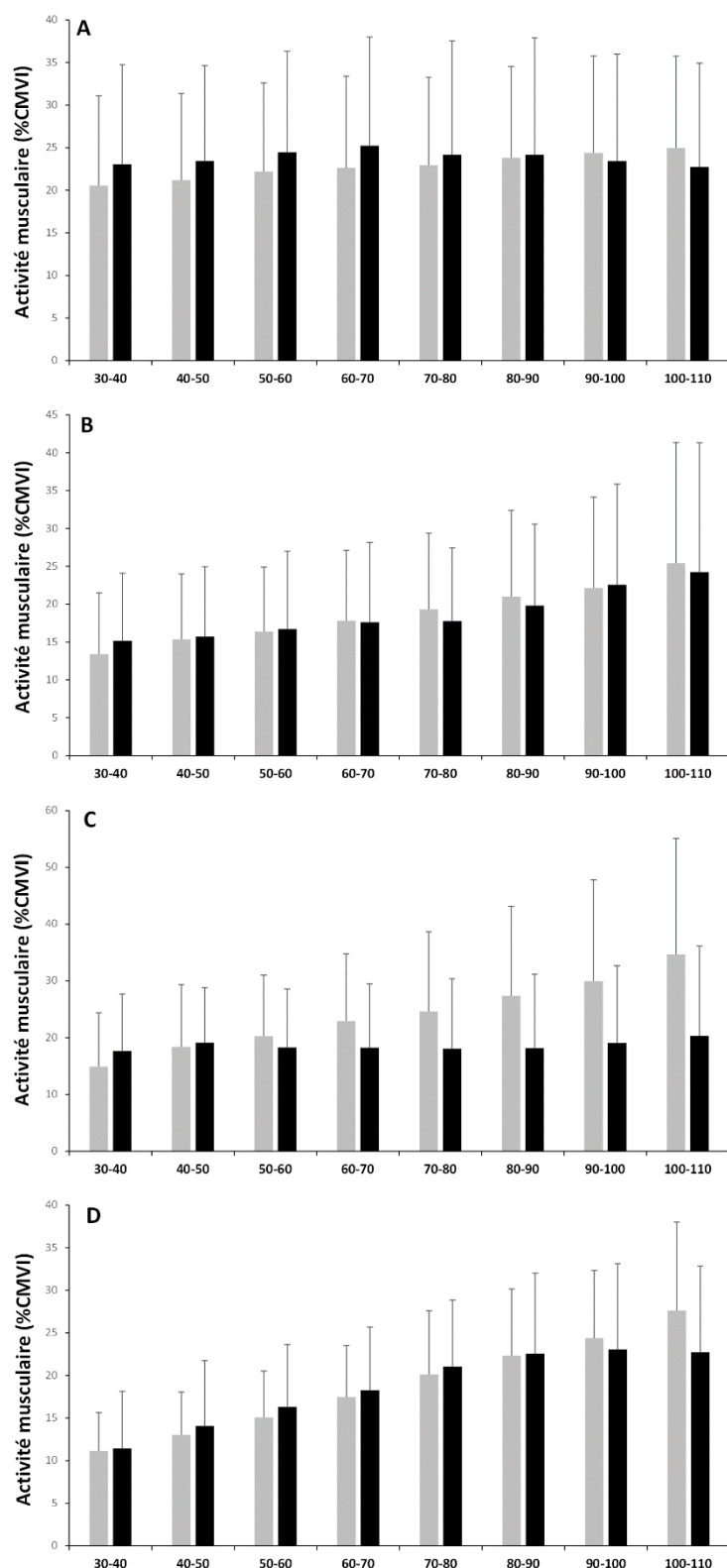


Figure 1 : *Intensité de l'activité musculaire pour les muscle trpaèze supérieur (A), trapèze moyen (B), Trapèze inférieur (C) et dentelé antérieur (D) enregistrée lors des huit phases de mouvement. En gris : tâche guidée ; en noir : tâche industrielle.*

Annexe 3

Article publié dans la revue *Mains Libres*

Titre : Rééducation de l'épaule selon le Concept 3C : solution nouvelle pour pathologies
fréquentes

T. Stévenot (Kinésithérapeute, Europhyseo)

G. Mitonneau (Doctorant, LPE (E.A. 4338))

De main de maître



Rééducation de l'épaule selon le Concept 3C: solution nouvelle pour pathologies fréquentes

THIERRY STÉVENOT ¹, GRÉGOIRE MITONNEAU ²

- 1 Kinésithérapeute, membre de la SFP^{*}, du GEMMSOR^{*} et de la SFRE^{**}
 2 Doctorant : 1 – Groupe SEB / 2 – Laboratoire de Physiologie de l'Exercice

- * Société française de physiothérapie
 ** Groupe d'étude sur la main et le membre supérieur en orthèse et rééducation
 *** Société française de rééducation de l'épaule

Conflit d'intérêt:

- Thierry Stévenot déclare un conflit d'intérêt en tant que membre fondateur d'EUROPHYSEO, société qui développe le SCAPULEO.
- Grégoire Mitonneau n'a pas de conflit d'intérêt.

Mots-clés: épaule, coiffe des rotateurs, conflit sous-acromial, rééducation, chaîne fermée

Key words: shoulder, rotator cuff, impingement, rehabilitation, closed chain

— RÉSUMÉ —

Le Concept 3C (Concept of Centering in a Closed Chain) est un nouveau concept de rééducation de l'épaule. Deux points essentiels sont à son origine:

- La nécessité d'inclure des techniques de renforcement musculaire dans tout programme de rééducation de l'épaule atteinte d'une pathologie de la coiffe des rotateurs (CDR) non-opérée ⁽¹⁾.
- Une manœuvre originale de recentrage gléno-huméral en chaîne cinétique fermée ⁽²⁾ qui a prouvé son efficacité.

Nous exposerons ici: le Concept 3C et ses principes, le SCAPULEO (photo 1), appareil breveté qui permet son application précise, un cas clinique illustrant les résultats obtenus, ainsi que des arguments biomécaniques expliquant son efficacité.

— 1 / INTRODUCTION —

La CDR est formée par les tendons de 4 muscles ayant leur origine sur la scapula et se terminant sur l'extrémité supérieure de l'humérus: supra-spinatus en haut, subscapularis en avant, infra-spinatus et teres minor en arrière.

La pathologie de la CDR est la plus fréquente des atteintes de l'épaule. Préoccupation quotidienne pour les patients et les physiothérapeutes, sa fréquence dans notre société ne cesse de croître dans la mesure où l'âge moyen de la population augmente.

La rééducation, partie intégrante du traitement médical, en est le traitement de première intention. Bien menée, elle permettra d'atteindre les objectifs chez la majorité des patients. Les techniques de rééducation en chaîne cinétique ouverte (CCO) sont nombreuses, leurs principes et justifications sont parfois divergents.

Dans une chaîne cinétique fermée (CCF), les extrémités distale et proximale sont fixées ou suffisamment résistantes, pour que le mouvement s'opère entre celles-ci.

Une nouvelle manœuvre de recentrage gléno-huméral actif en CCF a été décrite et évaluée. Validée par des tests cliniques, elle permet un recentrage multidirectionnel de la gléno-humérale, améliorant instantanément la mobilité et la fonction de l'épaule ⁽²⁾.

MinaireLibres n° 7, 2018, www.minairelibresch.fr, 255



Recommandé par la Haute autorité de Santé ⁽⁷⁾, le renforcement musculaire est une nécessité. Le SCAPULEO est le seul appareil de rééducation de l'épaule qui, en associant recentrage et renforcement musculaire, permet de mettre en œuvre précisément et efficacement le Concept 3C.

— 2 / LE CONCEPT 3C —

2.1 Origines

Réduire le conflit sous-acromial est le but de toutes les techniques et protocoles de rééducation relatifs aux pathologies de la CDR. Des techniques de recentrage manuel visent à harmoniser les rapports entre l'extrémité supérieure de l'humérus et la scapula ⁽³⁻⁴⁾. Celles-ci nécessitent un relâchement musculaire du patient, parfois difficile à obtenir dans un contexte de douleurs et d'appréhension. Le travail sur le SCAPULEO permet, lui, de corriger les décentrages, même lorsque le patient ne parvient pas à se décontracter.

Le renforcement des muscles de l'articulation gléno-humérale apparaît comme un élément central des programmes de rééducation des pathologies de la CDR. Le type de renforcement musculaire proposé classiquement dans ces programmes dépend de deux raisonnements opposés :

- Renforcer et solliciter les « abaisseurs » (latissimus dorsi, teres major et pectoralis major) qui sont aussi rotateurs médiaux, afin d'augmenter l'espace sous-acromial. Le ratio rotateurs médiaux / rotateurs latéraux d'une épaule saine est normalement compris entre 1,3 et 1,5. Leroux ⁽⁶⁾ a montré que les épaules présentant un conflit sous-acromial ont une modification du ratio rotateurs médiaux / rotateurs latéraux qui devient proche de 1. Le renforcement des « abaisseurs-rotateurs médiaux » qui augmente l'espace sous-acromial est ainsi doublement justifié.
- Renforcer les rotateurs latéraux afin d'augmenter la composante de traction vers le bas de la tête humérale par les fibres les plus basses de l'infra-spinatus et le teres minor ^(4,6). Cela semble logique chez les sportifs qui présentent un surentraînement des rotateurs médiaux, mais va à l'encontre des mesures réalisées par Leroux.

Le Concept 3C aborde logiquement la rééducation de l'épaule sous un angle différent, basé sur ces données :

- La première fonction de la coiffe des rotateurs est de compresser la tête humérale dans la glène et de munir l'articulation gléno-humérale d'une stabilité dynamique ^(7,8,9). Le rôle global de stabilisateur est donc primordial et celui de rotateur devient « secondaire ».
- Les tendons de la coiffe possèdent des fibres obliques et transversales en plus des fibres directes, illustrant bien une fonction globale de la CDR.
- Le travail en CCF tend à aligner les segments dont les extrémités sont résistantes ⁽¹⁰⁾. Cela est particulièrement

exact et intéressant pour l'articulation gléno-humérale dont les décentrages engendrent un conflit sous-acromial. Cette notion qui a fait ses preuves depuis longtemps pour la rééducation du genou, sera appliquée avec succès sur l'épaule.

- La rupture est initialement intra-tendineuse, expliquant l'aspect des dissections lamellaires ⁽¹¹⁾. Le travail en rotation crée des mouvements de cisaillement dans le tendon du supra-spinatus ⁽¹²⁾ mal tolérés en phase douloureuse et susceptibles de favoriser ces lésions intra-tendineuses. Un travail global sans rotation, sera réalisé : il permettra de solliciter la coiffe sans majorer les contraintes de cisaillements intra-tendineux.
- La Haute Autorité de Santé recommande d'inclure des techniques de renforcement musculaire dans tout protocole de rééducation de la CDR non opérée ⁽¹⁾.
- Une nouvelle manœuvre de recentrage gléno-huméral actif en CCF a été décrite et évaluée. Validée par des tests cliniques, elle permet de corriger simultanément les 3 composantes de décentrage de la gléno-humérale, améliorant instantanément la mobilité et la fonction de l'épaule ⁽²⁾. Le conflit sous-acromial est alors instantanément minoré.
- Le subscapularis joue un rôle majeur dans le centrage de la tête humérale sur la glène et son absence est difficilement compensée ⁽¹³⁾. Il est donc logique et nécessaire de renforcer aussi le subscapularis lorsqu'il est préservé.



Photo 1: Le Scapuléo



Sur la base de ces différents éléments, il paraît logique d'envisager un travail global de la coiffe en CCF dans la position utilisée lors de la manœuvre manuelle.

Le Concept 3C permet une correction active des décentrages de la gléno-humérale, ainsi que le renforcement des fixateurs de la scapula, en particulier du serratus anterior et du trapezius inferior. Ces muscles mobilisateurs et fixateurs de la scapula doivent être renforcés afin d'éviter les dyskinésies de la scapula qui favorisent les conflits.

Le travail de la coiffe, ainsi que celui du deltoïdeus qui agit comme une coiffe en compression^(14,15) avec une descente de la tête humérale systématiquement obtenue, participe à l'efficacité de cette thérapie.

La rééducation de l'épaule selon le Concept 3C comporte un travail sur le SCAPULEO, qui représente la plus grande partie du temps de la séance de rééducation, associé à des mobilisations et étirements, pour traiter toutes les origines du conflit, dès le début du traitement.

2.2 Le SCAPULEO

Le SCAPULEO est un appareil sur lequel le patient est assis. Il a été spécialement conçu pour réaliser la correction des décentrages de l'articulation gléno-humérale et le renforcement musculaire de la coiffe et de l'ensemble de la musculature de l'épaule. Le serratus anterior, le trapezius medius et inferior sont également sollicités d'une façon particulièrement efficace. Le SCAPULEO permet alors la mise en application directe du Concept 3C. Les résultats prometteurs obtenus d'emblée expliquent l'excellent accueil réservé à cet appareil qui, en plus d'être efficace, préserve le physiothérapeute promis à une longue carrière...

Le patient assis sur l'appareil, va saisir une poignée dont la position dans l'espace est réglée précisément par le physiothérapeute, selon les critères décrits plus loin.

2.2.1 Spécificités de l'appareil

- Le SCAPULEO permet la rééducation de l'épaule droite ou gauche, quelle que soit la morphologie du patient.
- Parfaitement stable et facilement déplaçable grâce à ses roulettes, il est d'un encombrement réduit.
- Le positionnement de la poignée et du système résistant se fait rapidement, ce qui permet au patient de travailler d'emblée dans une situation optimale.
- Quand cela est nécessaire, l'appareil permet un travail de grande intensité en poussée et en traction, dans la position optimale choisie par le physiothérapeute.
- Le SCAPULEO assure un recentrage gléno-huméral efficace, même chez un patient chez qui le relâchement musculaire est difficile à obtenir puisque le patient est lui-même acteur du recentrage.

- Enfin, il permet un effet antalgique rapide et rassurant pour le patient puisque le conflit est diminué.

2.2.2 Protocole d'utilisation

2.2.2.1 Réglages

- Position de travail « de référence » : position la plus utilisée.

Le membre supérieur est dans le plan de la scapula (quelques degrés d'adduction horizontale sont parfois ajoutés pour obtenir une position confortable) et dans le prolongement de la partie sous-cutanée de l'épine (sur une vue postérieure), coude en extension. La position doit être confortable pour le patient.

Les repères anatomiques qui permettent d'obtenir le bon angle de travail sont : le tubercule trapèzien sur l'épine, et le milieu du bord externe de l'acromion (photo 2). Le patient sera installé avec le bras dans le « prolongement » de ces 2 repères. Le physiothérapeute vérifiera cet « alignement » sur une vue supérieure et postérieure de l'épaule. Cela garantit un angle favorable au recentrage lors de la compression articulaire active. Quand le patient estime que la position est confortable et que le physiothérapeute constate que l'installation du membre supérieur est conforme, le travail actif peut commencer (photos 3 et 4).



Photo 2: position de référence



Photo 3: travail en traction



Photo 4: travail en poussée

– Position « décentrage antérieur dominant » :

Si le décentrage antérieur est important (flexion et adduction horizontale limitées dans la gléno-humérale), le réglage se fera en position plus antérieure afin de favoriser le recul de la tête humérale sur la glène lors de la contraction (photo 5).

Une position intermédiaire entre cette position et la position « de référence » sera utilisée si le patient est puissant lors du travail en poussée, afin d'obtenir la position de référence lors de la phase de poussée maximale.



Photo 5: travail en position antérieure

– Position « décentrage rotatoire dominant » :

Si le décentrage rotatoire est important (abduction dans le plan frontal limitée), le patient réalise une rotation médiale volontaire non douloureuse, et ensuite travaille en traction non-douloureuse sur le SCAPULEO (photo 6). Cela va corriger d'une façon plus importante le décentrage rotatoire et sera vérifié par l'amélioration de la mobilité en abduction sous une rétropulsion de 45°[°], proche de l'abduction dans le plan frontal (photo 7).

Après amélioration de la mobilité lors des tests, le travail sera réalisé en position de référence.

2.2.2.2 Travail actif en 4 phases

Le travail sur le SCAPULEO est décomposé en 4 phases répétées durant 20 minutes, ce qui constitue la partie la plus importante du traitement.

- Position de départ : patient assis, main posée sur la cuisse (photo 8)
- 1^{re} phase : élévation du bras (CCO) avec une aide éventuelle du membre supérieur controlatéral si douleur en début de traitement (photo 9)
- 2^e phase : Travail en CCF, non douloureux, en traction et/ou en compression (photo 10)

Au début de cette phase, un test est réalisé pour déterminer le sens de travail choisi pour la séance : traction et/ou poussée. A chaque séance, le test sera réalisé afin de déterminer le (ou les) sens du travail, qui devra (devront) rester non douloureux. S'il n'y a pas de douleur, le patient travaillera en traction et en poussée.

Ce travail sera statique intermittent, et confortable grâce à une résistance élastique à faible débattement. Durant les premières séances, les contractions seront de courte durée (environ 2 secondes). Avec les progrès et au fur et



Photo 6 : travail en traction avec rotation médiale préalable



Photo 7 : le test décrit par R. Sohier permet d'évaluer : le dérapage en rétroversion



à mesure des séances, elles dureront 6 secondes lors des dernières séances. Chaque contraction est suivie d'un repos de même durée. Cette alternance travail-repos est répétée 10 fois.

Ce travail permet donc simultanément : un recentrage actif multidirectionnel ⁽⁹⁾, une levée d'inhibitions grâce au travail actif non douloureux et une rééducation proprioceptive par compression active.

- 3^e phase : descente du bras (CCO) avec aide éventuelle du membre supérieur controlatéral au début. Le patient réalise un recentrage dynamique facilité par le recentrage actif en CCF de la phase précédente, et une rééducation proprioceptive dans le secteur habituellement douloureux (photo 11).
- 4^e phase : repos, main posée sur la cuisse, entre 2 séries de 10 contractions (photo 7).

Cette phase dure 2 minutes dans les premières séances car les patients présentent des signes de bursite, conséquence du conflit et cause importante des douleurs. L'inflammation et la douleur vont ensuite s'atténuer grâce à la diminution du conflit sous-acromial. Le repos sera de courte durée dans les dernières séances afin de solliciter et renforcer davantage la musculature.

2.2.2.3 Mobilisations associées

Prudemment, dès la deuxième séance, le physiothérapeute réalise des mobilisations qui ont aussi pour but de diminuer rapidement le conflit sous-acromial :

- Des mobilisations acromio-claviculaires passives spécifiques, par glissements en avant et en arrière de l'extrémité distale de la clavicule sur l'acromion.
- Des mobilisations scapulo-thoraciques mobilisent la scapula en bascule postérieure, rotation médiale et sonnette latérale ⁽¹⁷⁾.
- Des mobilisations en extension du rachis thoracique car la cyphose limite la bascule postérieure de la scapula. Ces mobilisations sont réalisées simultanément aux mouvements de bascule postérieure grâce à l'appui antérieur des deux mains, et au contre-appui postérieur effectué par la cuisse du physiothérapeute, sous le sommet de la cyphose (patient assis sur un tabouret, physiothérapeute debout derrière lui).
- Des étirements de la coiffe et de la capsule postérieures, dont la raideur favorise le conflit lors de la flexion.
- Des étirements des adducteurs dont la raideur limite



Photo 8 : position de départ et de repos



Photo 10 : travail indolore en CCF en traction et ou en poussée



Photo 9 : élévation du bras



Photo 11 : descente du bras



l'élévation du bras, si nécessaire complétés par du myotensif. Cela sera particulièrement utile chez les sujets qui ont préalablement bénéficié d'une rééducation classique avec renforcement des abaisseurs, devenus trop forts et trop courts.

- Un traitement manuel des contractures par des techniques myotensives ou parfois des techniques en raccourcissement passif (Jones) selon les nécessités.

L'électro-physiothérapie antalgique qui n'est pas recommandée par la HAS, n'est pas utilisée dans le Concept 3 C⁽¹⁾.

— 3 / CAS CLINIQUE —

L'outil utilisé pour quantifier les progrès obtenus sur les épaules traitées par le Concept 3 C est le score fonctionnel de Constant. C'est un des scores de référence pour évaluer l'épaule en Europe, il est recommandé par la Société Européenne de Chirurgie de l'Epaule et du Coude (SECEC) et par la HAS, il est téléchargeable sur le site de la HAS⁽¹⁰⁾.

Ce score se calcule sur 100 points, il comporte les items suivants: douleur, mobilité, force et fonction. Les performances étant variables selon l'âge, le côté et le sexe du patient, un tableau de valeurs de références en fonction de ces critères, est disponible.

L'exemple ci-après illustre les cas traités avec le SCAPULEO. C'est un patient de 50 ans (photo 12), contre-bassiste souffrant d'une tendinopathie fissuraire multiple de la CDR. Il ne pouvait plus pratiquer son art à cause de scapuloalgies gauches.

L'IRM du 27 novembre 2012 montrait des remaniements fissuraux de l'enthèse du subscapularis, du supra-spinatus et de l'infra-spinatus, une réaction liquidienne de la bourse sous-acromiale et de l'articulation gléno-humérale.

L'examen clinique réalisé le 7 janvier 2013 mettait en évidence une limitation des possibilités fonctionnelles, avec un score de Constant de 49. Tous les tests tendineux étaient négatifs (tenus). Le conflit était évident avec les signes de Neer, de Yocum et de Hawkins, tous positifs. La



Photo 12: patient en rééducation (phase de travail en CCF)

douleur apportait 9 points sur 15 dans le calcul du score de Constant, ce qui «équivalait» à 4/10 à l'EVA.

Ce patient a réalisé 15 séances entre le 7 janvier et le 16 avril 2013, jour de la dernière séance. Le score de Constant était alors de 87, ce qui représente une progression de +78%. Il n'y a plus de douleur et toutes les activités sont reprises sans problème, y compris la contrebasse.

Il faut noter que la valeur du score de référence pour une épaule gauche d'un homme de 50 ans est de 96, mais de 87 dès 51 ans... A quelques mois près, le score de référence est donc atteint! Le patient, le physiothérapeute et le prescripteur sont satisfaits. Cet exemple illustre bien l'efficacité du Concept 3 C et du SCAPULEO.

Dans une série de 76 tendinopathies (simples, calcifiantes ou rompues) de la CDR non opérées rééduquées selon le Concept 3 C, le score de Constant est passé d'une moyenne de 54,6 avant traitement, à 76,1 après traitement.

— 4 / INDICATIONS ET CONTRE-INDICATIONS DE LA RÉÉDUCATION SUR LE SCAPULEO —

Indications:

- Épaules conflictuelles
- Tendinopathies simples, calcifiantes et rompues (en cas de rupture, selon l'âge du patient et le cas, il peut être important de ne pas laisser passer le temps de la réparation chirurgicale)
- Dyskinésies de la scapula
- Instabilités gléno-humérales: un travail en poussées/tractions alternées et rapides sera alors réalisé
- Arthropathies et entorses acromio-claviculaires (travail en poussée ++)
- Cervicalgies avec trapézoalgies récurrentes sur épaules décentrées

Contre-indications:

- Capsulites rétractiles: impossible d'obtenir l'angle humérus/glène utile
- Épaules récemment opérées et non solides
- Curage axillaire
- Ostéoporose importante
- Tout ce qui contre-indique un travail actif du membre supérieur contre résistance

— 5 / BIOMÉCANIQUE —

L'efficacité du concept 3C tel qu'il est mis en œuvre au moyen du SCAPULEO repose à la fois sur le caractère actif du recentrage ainsi que sur sa configuration en CCF dans une position très spécifique. L'importance de ces deux éléments dans la prise en charge des pathologies de la coiffe des rotateurs à court terme, comme à long terme, sera décrite dans cette partie.



5.1 Le travail en chaîne cinétique fermée

Dans un système mécanique quel qu'il soit, l'alignement des éléments qui le composent conditionne le bon fonctionnement de celui-ci. Par exemple, un défaut d'alignement d'un ensemble d'engrenages risque d'entraîner une augmentation des forces de frottement, une diminution de la puissance et une usure prématurée des pièces. Le complexe articulaire de l'épaule peut être considéré comme un système mécanique à part entière, pour lequel la notion d'alignement est primordiale. Une position inappropriée de la tête humérale dans la glène de la scapula, provoquant une réduction de l'espace sous acromial, accroît le risque de pathologies de la CDR.

Les mouvements réalisés en CCO (figure 1) représentent la majeure partie de nos activités quotidiennes. Lors d'un mouvement d'abduction, la force développée par le deltoïdeus (D) permet de s'opposer au poids (P) du membre supérieur afin d'assurer la rotation de celui-ci autour du centre instantané de rotation (A). Dans cette configuration, les composantes de forces tangentielles du deltoïdeus (D_t) et du poids (P_t) créent un couple de force (figure 1, flèche rouge) ayant pour effet l'élévation de la tête humérale sur la glène de la scapula. Une activation adaptée des muscles de la CDR s'avère donc primordiale afin de s'opposer à cette force ascendante pour maintenir un espace sous-acromial suffisant. Or, une altération du recrutement des muscles de la coiffe des rotateurs a été observée à plusieurs reprises chez des sujets concernés par des conflits-sous-acromiaux^(14,20). Par conséquent, le travail en CCO n'apparaît pas comme la situation la plus adaptée pour la correction des décentrages gléno-huméraux. Ceci est particulièrement vrai dans le cas d'une dysfonction de la CDR.

Tel qu'il est décrit précédemment, le travail sur le SCAPULEO est réalisé en CCF (figure 2). La saisie manuelle de la poignée

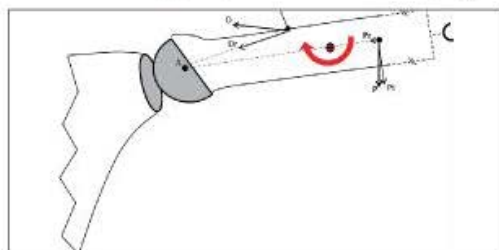


Figure 1 : forces de décentrage en CCO

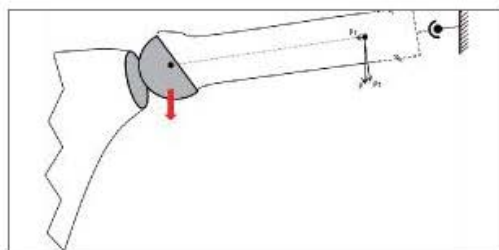


Figure 2 : forces de recentrage en CCF

assure le maintien de l'élévation du bras et permet le relâchement du deltoïdeus, supprimant ainsi le couple de force associé à l'élévation de la tête humérale. Le poids du membre supérieur et la présence d'un point fixe distal tend à abaisser la tête de l'humérus sur la glène de la scapula (figure 2, flèche rouge). Dans cette configuration et contrairement au travail en CCO, le rôle de la CDR n'est plus de s'opposer à l'ascension de la tête humérale mais bien de l'abaisser et de la comprimer sur la glène. De plus, le mouvement d'adduction étant rendu impossible sur le SCAPULEO, le rôle « abaisseur » des muscles teres major, latissimus dorsi et pectoralis major devient prédominant et facilite encore la descente de la tête humérale sur la glène de la scapula. L'activation du long chef du triceps brachii lors du travail sur le SCAPULEO évite quant à lui la luxation inférieure de la tête humérale.

Le positionnement précis du membre supérieur apparaît comme un élément essentiel dans l'efficacité du travail sur le SCAPULEO. Si la position de travail dépend du type de décentrage identifié par le physiothérapeute, la position « de référence » s'avère la plus utilisée. Le membre supérieur avec le coude en extension est placé dans le plan de la scapula et dans le prolongement de la partie sous cutanée de l'épine. Dans cette position, l'angle formé entre l'humérus et la glène est supérieur à 90°. L'activité globale de la coiffe des rotateurs, des longues portions du biceps brachii et du triceps brachii et des trois grands crée une force compressive qui, dans cette position précise, impose un mouvement correcteur de glissement vers le bas et vers l'arrière de la tête humérale. Ces glissements sont associés à une rotation médiale automatique lors du travail en traction (voir Stévenot et coll. 2012⁽²¹⁾). L'espace sous-acromial est alors augmenté limitant ainsi le phénomène de conflit (photos 13 et 14).



Photo 13 : le décentrage de la tête humérale provoque le conflit



Photo 14 : le travail actif sur le SCAPULEO libère l'espace sous-acromial



Pour résumer, lors des mouvements réalisés en CCO, le recrutement des muscles de l'articulation proximale (épaule) a pour principal effet la mobilisation du membre supérieur dans le but de placer la partie distale (effecteur) dans la position désirée. En revanche, lorsque l'on crée un point fixe distal, autrement dit lorsque l'on contraint la mobilité du membre supérieur, l'activation des muscles proximaux aura une répercussion directe au niveau de l'articulation proximale, à savoir l'articulation gléno-humérale. Le travail en CCF réalisé selon un positionnement précis du membre supérieur sur le SCAPULEO place donc le complexe articulaire de l'épaule dans une configuration particulièrement favorable à la correction des décentrages gléno-huméraux, expliquant ainsi son efficacité immédiate.

Suite à cette phase de recentrage aiguë, l'efficacité de la prise en charge repose sur la capacité à maintenir dans le temps un espace sous-acromial suffisant. Pour cela, le caractère « actif » du travail proposé par le concept 3C s'avère particulièrement adapté.

5.2 Importance du travail actif

L'objectif de la prise en charge des pathologies de la coiffe des rotateurs associées à un conflit sous-acromial est de fournir au système musculo-squelettique la capacité d'assurer la stabilisation dynamique de la tête humérale afin d'éviter les phénomènes de conflits lors des activités quotidiennes. La musculature gléno-humérale, tout comme la musculature scapulo-thoracique, est directement responsable de cette stabilisation durant les mouvements du bras. Deux critères semblent particulièrement importants afin que ces deux groupes musculaires puissent jouer leur rôle de manière optimale: 1) avoir une force suffisante, 2) disposer d'un contrôle optimal via le système nerveux central. Le caractère actif du recentrage tel qu'il est proposé par le concept 3 C permet de répondre à ces deux critères.

5.2.1 La force

La cinématique et la stabilisation de la scapula jouent un rôle primordial dans le bon fonctionnement de l'épaule en fournissant une base stable à partir de laquelle les mouvements gléno-huméraux sont réalisés ⁽²¹⁾. Lors d'un mouvement d'élévation du bras, les trois chefs du trapezius et le serratus antérieur impriment un mouvement de sonnette externe et d'inclinaison postérieure à la scapula ⁽²²⁻²⁴⁾ permettant l'élévation de l'arche coraco-acromiale ⁽²⁵⁾. Les muscles de la coiffe des rotateurs jouent, quant à eux, un rôle critique dans la stabilisation gléno-humérale en s'opposant au décentrage de la tête humérale ⁽²⁶⁾. Ces différents groupes musculaires doivent donc disposer d'une force suffisante afin de jouer leur rôle dans la prévention des conflits sous-acromiaux.

Le travail actif tel qu'il est proposé par le Concept 3C en position de référence nécessite l'activation de muscles spécifiques. Le travail en traction est associé à une activation prédominante de la globalité de la coiffe des rotateurs, des latissimus dorsi, pectoralis major et teres major, du long chef du triceps brachii et des chefs moyen et inférieur du trapezius. Le travail en compression, quant à lui, implique

une activation prédominante de la coiffe des rotateurs, du deltoïdeus medius et du serratus antérieur. Il découle alors de ce travail actif, le renforcement des muscles responsables de la stabilisation dynamique de la tête humérale. Ce renforcement est présent durant l'ensemble de la prise en charge au moyen d'une intensité de travail progressive sur le SCAPULEO. Les prises en charge qui reposent sur un recentrage simplement mécanique, c'est-à-dire ne nécessitant pas de travail actif de la part des muscles impliqués dans la stabilisation gléno-humérale, ne permettent pas le renforcement de ces groupes musculaires. Elles ne répondent donc pas directement à l'exigence de renforcement musculaire.

Le renforcement des muscles de la coiffe des rotateurs et des stabilisateurs de la scapula, associé au travail actif sur le SCAPULEO, participe donc à la conservation du centrage gléno-huméral à long terme.

5.2.2 Le contrôle neuromusculaire

Le contrôle neuromusculaire correspond à l'intégration par le système nerveux central (SNC) des informations afférentes périphériques et à la réponse efférente motrice permettant d'assurer la stabilité de l'articulation ⁽²⁷⁻²⁹⁾.

À de nombreuses reprises, l'altération du contrôle neuromusculaire des mouvements gléno-huméraux et scapulo-thoraciques a été proposée comme une des causes du développement des pathologies de la coiffe des rotateurs ⁽³⁰⁻³³⁾. L'activité électromyographique (EMG) des muscles de la coiffe des rotateurs et des muscles stabilisateurs de la scapula a été étudiée chez les sujets présentant un conflit sous-acromial. Reddy et coll. (2000) ont mis en évidence une diminution de l'activité EMG des muscles infra-spinatus et subscapularis chez des sujets symptomatiques en comparaison à des sujets sains. De même, une augmentation de l'activité du trapezius superior et une diminution de l'activité du serratus antérieur et du trapezius inferior ont été observées chez les sujets symptomatiques ^(30,31,34). Ces différents résultats mettent en évidence qu'une perturbation du contrôle neuromusculaire fait partie du processus d'évolution des pathologies de la coiffe des rotateurs.

Un défaut d'activation des muscles gléno-huméraux et/ou scapulo-thoraciques par le système nerveux central, même en l'absence d'un déficit de force, peut compromettre la stabilisation dynamique de la tête humérale. D'ailleurs, une augmentation de l'activité des muscles de la coiffe des rotateurs chez des sujets sains entraîne une augmentation de l'espace sous-acromial entre 60° et 90° d'élévation gléno-humérale ⁽³⁵⁾. Afin de limiter le phénomène de conflit de manière durable, il faut donc entraîner le SNC à recruter les muscles impliqués dans la stabilisation dynamique de la tête humérale. De même que pour le renforcement musculaire, les prises en charge qui consistent en un recentrage simplement mécanique ne semblent pas adaptées à la conservation du centrage gléno-huméral à long terme. En effet, elles ne nécessitent pas la commande motrice des muscles impliqués dans la stabilisation dynamique de la tête humérale par le SNC. Le travail de recentrage actif tel qu'il est réalisé à l'aide du SCAPULEO



est, par définition, associé au recrutement des muscles de la coiffe des rotateurs et des stabilisateurs de la scapula par le SNC. En ce sens, il répond à la nécessité d'un entraînement du SNC à recruter les groupes musculaires responsables de la stabilisation de la tête humérale.

La capacité du SNC à envoyer une commande motrice adaptée est dépendante de l'acuité proprioceptive qui correspond à l'information afférente provenant des mécanorécepteurs capsulo-ligamentaires, musculo-tendineux et cutanés. La proprioception joue un rôle dans le maintien de la stabilité articulaire. L'apparition de fatigue musculaire ou la présence d'un conflit sous-acromial sont deux facteurs capables d'altérer l'acuité proprioceptive [95-98].

L'application du Concept 3C permet de jouer sur ces deux facteurs par le renforcement des muscles responsables de la stabilisation de la tête humérale et par la diminution du conflit sous-acromial. En limitant les perturbations proprioceptives, cette méthode contribue à la stabilité du complexe articulaire de l'épaule.

En jouant à la fois sur les informations afférentes périphériques et sur la réponse efférente motrice, le caractère actif du travail sur le SCAPULEO doit permettre de faciliter le contrôle neuromusculaire du complexe articulaire de l'épaule.

5.3 Synthèse sur les explications biomécaniques

En premier lieu, la position de travail précise en chaîne cinétique fermée telle qu'elle est proposée par le Concept 3C apparaît comme une configuration particulièrement favorable à la correction des décentrages gléno-huméraux, expliquant ainsi son efficacité à court terme. En second lieu, le caractère de travail actif associé à cette nouvelle méthode, participe à la conservation de la stabilisation dynamique de la tête humérale dans la glène de la scapula de manière durable. Ces explications biomécaniques permettent donc de comprendre les atouts du Concept 3C dans le traitement à court terme comme à long terme des pathologies de la coiffe des rotateurs.

— 6 / CONCLUSION —

La rééducation de l'épaule en chaîne fermée selon le Concept 3C permet d'associer simultanément une correction des décentrages gléno-huméraux et un travail musculaire de l'ensemble du complexe de l'épaule. Le conflit sous-acromial est diminué et les patients retrouvent naturellement une mobilité et une fonction de qualité.

Cette rééducation particulièrement efficace dans le traitement de l'épaule tendineuse trouve aussi naturellement sa place dans la rééducation des épaules instables et de certaines cervicalgies avec contractures récurrentes du trapezius superior et du levator scapulae sur la gléno-humérale décentrée. En effet, les décentrages de la gléno-humérale favorisent une hyperactivité des élévateurs du moignon de l'épaule, qui perturbent la région cervicale.

Les principes de cette rééducation et les explications anatomiques et biomécaniques sont à la fois logiques et convergentes. Le SCAPULEO est un outil pratique et efficace qui permet la parfaite application des principes et techniques présentés.

Seul le Concept 3C permet de réaliser d'emblée et d'une façon bien tolérée un travail du dentelé antérieur, du trapèze inférieur, de la coiffe sans contraintes délétères dans le supra-spinatus, du deltoïdeus, ... tout en couplant ces sollicitations progressives à une décompression sous-acromiale avec correction des décentrages de la gléno-humérale.

L'effet antalgique par décompression sous-acromiale et l'amélioration de la fonction en sont la conséquence logique. L'efficacité thérapeutique est au rendez-vous.

— CONTACTS —

Thierry Stévenot,
5 rue du Président Kennedy
08000 CHARLEVILLE-MEZIERES, FRANCE
E-mail : thierrystevenot@gmail.com

Grégoire Mitonneau, Doctorant
Groupe SEB
69134 ECULLY, FRANCE
Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (EA.4338)
Domaine Universitaire du Bourget-du-Lac
73376 LE BOURGET-DU-LAC Cedex, FRANCE

Auteur principal correspondant :
Thierry Stévenot

— BIBLIOGRAPHIE —

- 1 ANAES. Pathologies non opérées de la coiffe des rotateurs et masso-kinésithérapie. Service des recommandations et références professionnelles, avril 2001.
- 2 Stévenot T, Lhuire M., Stévenot M., Avisse C., Pathologies de la coiffe des rotateurs: intérêt d'une manœuvre de recentrage en chaîne fermée: Pathologies of the rotator cuff: The usefulness of a realigning manœuvre in a closed circuit, Kinésithérapie, La Revue. 12 (2012) 48-55. Article visible en ligne (pages 36 à 44): <http://mag.fmtmag.com/ArchivesMagazines/FMT/FMT-104/FMT-104-Integral.pdf>
- 3 Sohler R; Kinésithérapie analytique de l'épaule; Kinesither Rev 2010; (97): 38-48
- 4 Marc T, Rifkin D., Gaudin T., Teissier J., Bonnel F; Rééducation d'une épaule douloureuse, faire simple ou compliqué ? Faire compliqué. Revue du rhumatisme monographies 77 (2010) 246-252
- 5 Leroux J-L. Traitement médical de l'épaule dégénérative; Kinésithér Scient 2008;489 (18-22)
- 6 Holmgren T, Allgren H. B., Öberg B., Adolfsson L., Johansson K; Effect of specific exercise strategy on need for surgery in patients with subacromial impingement syndrome: randomised controlled study; BMJ 2012, 344
- 7 Saha, A.K. (1971). Dynamic stability of the glenohumeral joint. Acta Orthopaedica Scandinavica, 42, 491-505.

MaitresLibres n° 7, 2013, www.maitreslibres.ch, 263



- 8 Cain PR, Mutschler TA., Fu FH., Lee SK. (1987). Anterior stability of the glenohumeral joint: A dynamic model. *The American Journal of Sports Medicine*, 15, 144-148.
- 9 Itoi E, Newman SR, Kuechle DK, Morrey BF, An KN. (1994). Dynamic anterior stabilisers of the shoulder with the arm in abduction. *Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume)*, 76, 834-836.
- 10 Dufour M., Pillu M. *Biomécanique fonctionnelle*. Paris: Masson, 2005.
- 11 Favard L. L'évolution naturelle des ruptures de la coiffe des rotateurs. XI^{ème} Journées nationales du Groupe Rhumatologique français de l'Épaule (GREP) p 41-42, 19 mars 2011
- 12 Marc T, Gaudin T, Teissier J. Bases biomécaniques de la rééducation des tendinopathies de la coiffe des rotateurs. *Kinésithérapie Scientifique* 489, 5-9
- 13 Gain S, Collin P. Réanimation de la flexion antérieure des épaules pseudoparalytiques par rééducation http://sfr.org/sfre/professionnels/reeducation/epaule_non_operee
- 14 Gagey O., Hue E. Mechanics of the deltoid muscle. A new approach. *Clin Orthop* 2000;375:250-7
- 15 Lorne E, Gagey N. The fibrous frame of the deltoid muscle. Its functional and surgical relevance. *Clin Orthop* 2001;386:222-5.
- 16 Billuart F, Gagey O., Dewun L, Skalli W., Milton D.; Analyse biomécanique et morphologique du muscle deltoïde. *Kinésithér rev*, 2009, 85-86 (90-91)
- 17 Pallot A. Le rythme scapulo-huméral de la scapulation: pattern et facteurs influents. *Kinésithér Rev* 2011;118 :41-7.
- 18 http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/reeducation_epaule_-_score_de_constant.pdf
- 19 Warner JJ, Micheli LJ, Arslanian LE, Kennedy J, Kennedy R. Scapulothoracic motion in normal shoulders and shoulders with glenohumeral instability and impingement syndrome. A study using Moiré topographic analysis. *Clin. Orthop. Relat. Res.* (1992) 191-199.
- 20 Reddy AS, Mohr KJ, Pnk M.M., Jobe FW., Electromyographic analysis of the deltoid and rotator cuff muscles in persons with subacromial impingement. *J Shoulder Elbow Surg.* 9 (2000) 519-523.
- 21 Paine RM., Voight M., The role of the scapula. *J Orthop Sports Phys Ther.* 18 (1993) 386-391.
- 22 McClure PW., Michener LA., Sennett BJ., Karduna AR., Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *J Shoulder Elbow Surg.* 10 (2001) 269-277.
- 23 Braman JP, Engel SC., Laprade RF, Ludwig PM., In vivo assessment of scapulohumeral rhythm during unconstrained overhead reaching in asymptomatic subjects. *J Shoulder Elbow Surg.* 18 (2009) 960-967.
- 24 Ludwig PM., Reynolds JF., The association of scapular kinematics and glenohumeral joint pathologies. *J Orthop Sports Phys Ther.* 39 (2009) 90-104.
- 25 Michener LA., McClure PW., Karduna AR., Anatomical and biomechanical mechanisms of subacromial impingement syndrome. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 18 (2003) 369-379.
- 26 Sharkey NA., Marder RA., The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *Am J Sports Med.* 23 (1995) 270-275.
- 27 Myers JB., Lephart SM., The role of the sensorimotor system in the athletic shoulder. *J Athl Train.* 35 (2000) 351-363.
- 28 Remann BL., Lephart SM., The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train.* 37 (2002) 80-84.
- 29 Remann BL., Lephart SM., The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train.* 37 (2002) 71-79.
- 30 Ludwig PM., Cook TM., Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther.* 80 (2000) 276-291.
- 31 Diederichsen LP, Nørregaard J, Dyhre-Poulsen P, Winther A., Tufekovic G., Bandholm T, et al., The activity pattern of shoulder muscles in subjects with and without subacromial impingement. *J Electromyogr Kinesiol.* 19 (2009) 789-799.
- 32 Rby J-S., Moffet H., McFadyen B.J., Upper limb motor strategies in persons with and without shoulder impingement syndrome across different speeds of movement. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 23 (2008) 1227-1236.
- 33 Cools A.M., Declercq G.A., Cambier D.C., Mahieu N.N, Witvrouw EE., Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Stand J Med Sci Sports.* 17 (2007) 25-33.
- 34 Lin J., Hanten W.P., Olson S.L., Roddey T.S., Soto-quijano D.A., Um H.K., et al., Functional activity characteristics of individuals with shoulder dysfunctions. *J Electromyogr Kinesiol.* 15 (2005) 576-586.
- 35 Graichen H., Bonel H., Stammberger T., Haubner M., Rohrer H., Englmeier K.H., et al., Three-dimensional analysis of the width of the subacromial space in healthy subjects and patients with impingement syndrome. *AJR Am J Roentgenol.* 172 (1999) 1081-1086.
- 36 Forthomme B, Kaux J-F, Crielaard J-M., Croisier J-L, Spécificités de la proprioception de l'épaule, in: *La proprioception*, Sauramps Medical, 2012; pp. 224-235.
- 37 Lee H.-M., Liao J.-J., Cheng C.-K, Tan C.-M., Shih J.-T., Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 18 (2003) 843-847.
- 38 Myers JB., Guskiewicz K.M., Schneider R.A., Prentice W.E., Proprioception and neuromuscular control of the shoulder after muscle fatigue. *J Athl Train.* 34 (1999) 362-367.

Annexe 4

Document produit dans le cadre d'un séminaire dédié aux Référents en prévention des TMS
au sein du Groupe SEB.

Titre : Petit manuel du parfait Référent TMS

G. Mitonneau (Doctorant, Chargé d'étude Santé),

F. Beduneau (Responsable Santé/Sécurité, Groupe SEB),

A. Carrain (Ergonome, Téfal, Groupe SEB),

R. Ruynat (Ergonome, Calor, Groupe SEB).

**Référents en prévention des
Troubles Musculo-Squelettiques**

« Petit manuel du parfait Référent TMS »

Issu des travaux du SÉMINAIRE 2012



Les 17 et 18 Octobre 2012

Is sur Tille

« Ce manuel est le résultat du travail fructueux des 25 référents présents lors des ateliers du séminaire 2012. Il constitue un socle de base commun que vous saurez, nous sommes sûrs, faire évoluer au fil de votre expérience et formation. Nous espérons qu'il vous accompagnera au quotidien dans votre mission de référent en prévention des TMS »

Alix, Florence, Grégoire & Renaud

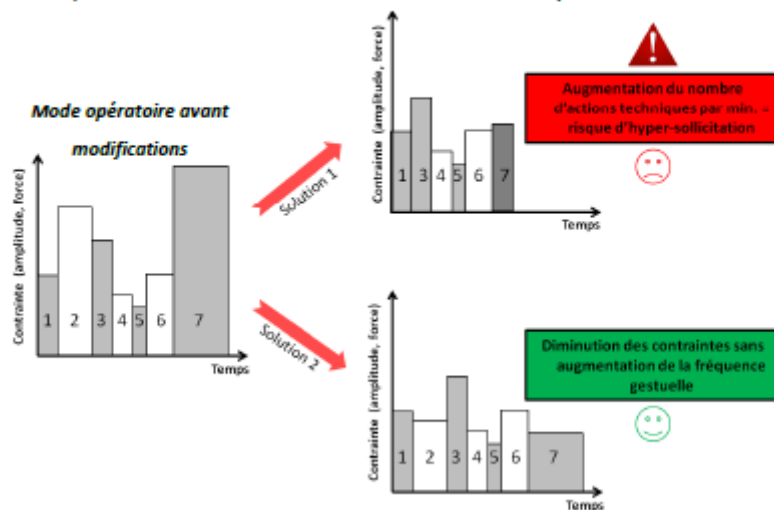
Vous avez dit Hyper-sollicitation ?

■ Ne pas confondre geste à contrainte et hyper sollicitation

La notion d'hyper-sollicitation doit être associée à la fréquence des sollicitations au cours de l'activité au poste, pour une même zone Musculo-Squelettique. L'identification d'un geste à contrainte dans un mode opératoire n'est pas nécessairement une marque d'hyper-sollicitation si sa fréquence n'est pas excessive. En revanche, une situation de travail peut être considérée comme hyper-sollicitante malgré l'absence de gestes à fortes contraintes dans le cas où la répétitivité d'un geste est élevée.

■ Etre vigilant sur l'impact de la suppression de gestes à contraintes

La suppression d'une tâche dans un mode opératoire, même identifiée comme contraignante, est susceptible d'engendrer d'autres sollicitations. Le schéma ci-dessous illustre deux solutions d'aménagement à partir d'un mode opératoire donné. La solution 1 consiste à automatiser l'action technique n°2 et à supprimer la n°7 alors que la solution 2 permet de diminuer les contraintes associées aux actions techniques n°2 et n°7 tout en les maintenant dans le mode opératoire.



■ *Varier les zones Musculo-Squelettiques sollicitées*

Lors d'un aménagement de poste il est important de chercher à ne pas appauvrir la gestuelle au poste ce qui entraîne généralement l'hyper-sollicitation de certaines zones Musculo-Squelettiques. Varier la posture de travail, disposer d'une marge de manœuvre suffisante (possibilité d'adaptation) et profiter d'une rotation entre les postes sont autant de moyens de varier les zones Musculo-Squelettiques sollicitées.

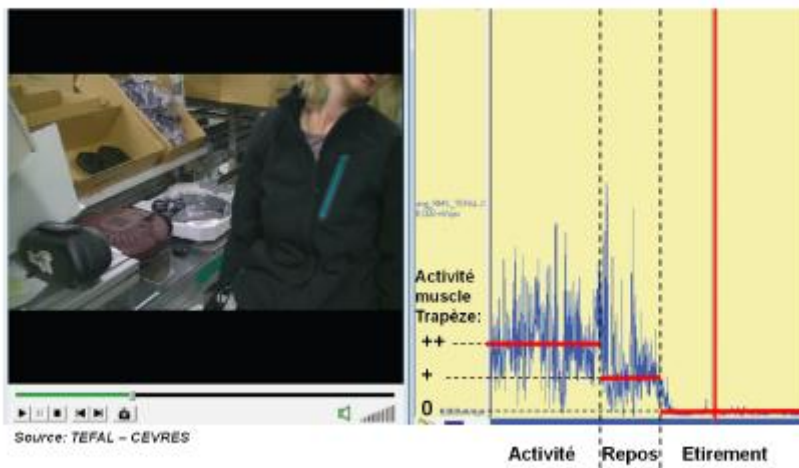
Hyper-sollicitation : les idées reçues à combattre

■ « L'approvisionnement de son propre poste de travail représente une contrainte supplémentaire qu'il faut systématiquement supprimer »

NON, la phase de réapprovisionnement du poste peut constituer une phase bénéfique en favorisant l'alternance des zones Musculo-Squelettiques sollicitées. La fréquence de ces approvisionnements doit être maîtrisée afin d'éviter d'interrompre trop souvent l'activité au poste.

■ « L'arrêt d'une ligne constitue une période de repos efficace pour l'opérateur »

NON, malgré le repos apparent, certaines zones musculaires restent contractées entraînant ainsi une persistance des sollicitations. La réalisation d'exercices d'étirements simples permet leur relâchement actif et donc la diminution des sollicitations. Attention, l'arrêt de ligne peut également créer des phénomènes d'accélération à caractère soit d'anticipation d'un aléa à venir, soit de rattrapage d'un aléa survenu, qui créent des situations d'hyper-sollicitation.

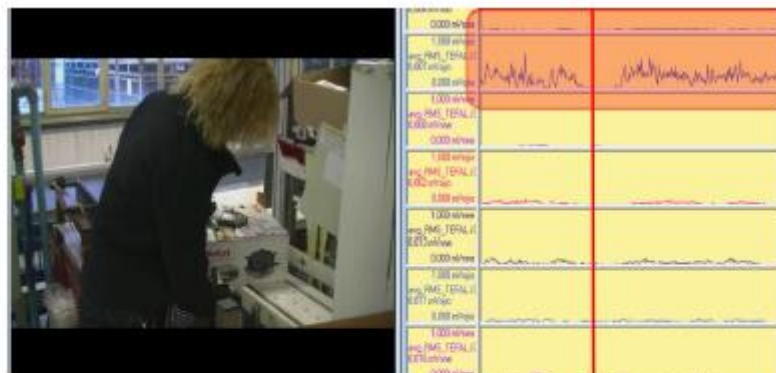


■ « La posture de travail assise est la moins sollicitante, elle doit être généralisée »

NON, chaque posture de travail est associée à des sollicitations différentes, c'est pourquoi il est recommandé d'alterner les différentes postures (assis, debout statique, debout dynamique).

■ « Les gestes du mode opératoire doivent tous être contenus dans les amplitudes de confort »

NON, il n'est pas indispensable que l'ensemble des gestes soient réalisés dans les amplitudes de confort. Vouloir concentrer tous les gestes dans la zone de confort peut même amener à la situation « d'Homme-tronc » (homogénéité des amplitudes qui mène à un immobilisme autour du tronc, entraînant une sollicitation continue). A contrario, un geste dépassant les amplitudes de confort, si sa fréquence est maîtrisée, peut amener un relâchement bénéfique.



La figure ci-dessus illustre une action technique nécessitant la réalisation d'un geste d'abaissement du bras en dehors des amplitudes de confort. Les mesures EMG permettent d'identifier clairement le relâchement du trapèze droit associé à cette action technique.

■ « Le temps de cycle (cadence) permet de déterminer la fréquence gestuelle »

NON, la fréquence gestuelle doit être déterminée à partir du nombre d'actions techniques réalisées par minute (actions manuelles élémentaires requises pour la réalisation des opérations effectuées au cours du cycle de travail – Norme NF EN 1005-5). De plus, la fréquence gestuelle devient répétitive si elle sollicite majoritairement la même zone, pouvant alors entraîner une hyper-sollicitation.



Le schéma ci-dessus illustre le nombre d'actions techniques (traits rouge verticaux) correspondant à deux modes opératoires dont l'un dure 10 secondes et l'autre 40 secondes. Il s'avère pour cet exemple, que le temps de cycle le plus long (cadence plus faible) est associé à une fréquence gestuelle plus importante (29 actions techniques/min) par rapport au temps de cycle plus faible (24 actions techniques/min).

■ « Le risque de TMS est faible si la gestuelle au poste est minime »

NON, un mode opératoire pauvre en gestes concentre les sollicitations sur certaines zones, et d'autant plus si l'exécution de ces gestes requièrent de la précision (même s'ils sont réalisés dans les amplitudes de confort).

Les bonnes pratiques à appliquer pour l'aménagement d'un poste existant

■ Illustration de la situation de travail concernée

- Photographier la situation de travail à la fois en vue de face, de côté et de dessus.
- Filmer l'activité au poste.
- Comparer les photos et/ou vidéos réalisées avant et après l'aménagement de la situation de travail, avec la même personne et dans la même position.

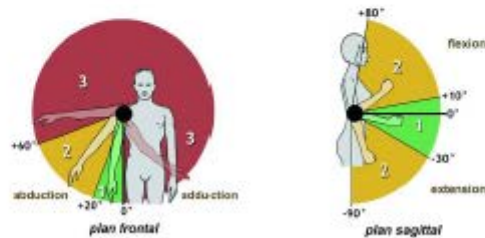
■ Description de la situation de travail

- Indiquer l'encombrement du poste (dimensions de la zone de travail, positionnement des pièces/outils manipulés).
- Définir le contexte et le flux des produits.
- Rédiger un mode opératoire permettant de décrire le travail de l'opérateur au poste.
- Préciser les différents déterminants de l'activité au poste tels que le poids des pièces manipulées, leurs dimensions, le temps des différentes actions techniques...
- Employer des termes précis et des informations chiffrées (mesurées) afin d'éviter des erreurs d'interprétation.

■ Caractérisation de la sollicitation

- Lister les facteurs sur chacun des critères de la méthode FRAP : Force, Répétitivité, Amplitude, Précision, sans oublier d'ajouter le critère de Maintien statique.
- Identifier les gestes à contrainte du poste.

Exemple :



- Faire participer les opérateurs concernés pour confronter les contraintes observées avec les contraintes vécues.

■ Communication et capitalisation

- Indiquer l'origine de la demande d'aménagement de la situation de travail.
- Préciser la nature des douleurs ou des plaintes exprimées par les opérateurs.
- Définir le rôle des différents acteurs dans le projet d'aménagement.
- Identifier et décrire les impacts des aménagements pour les services supports tels que Sécurité, Environnement, Qualité...
- Employer les termes « recommandation », « piste d'amélioration », « suggestion »...
- Éviter les expressions telles que « gain en ergonomie » dont le sens est ambiguë et n'apporte pas d'élément factuel.

Comment s'intégrer un sein d'un projet : L'essentiel des messages à retenir

■ *Positionnement au sein de l'équipe projet*

- Respecter le domaine de compétences de chacun tout en apportant ses observations et arguments afin de faire avancer le projet. La solution finale découle généralement d'un consensus à partir des remarques de chaque membre de l'équipe.
- Privilégier la qualité des interventions réalisées à la quantité, dans le but d'assurer la pertinence des actions réalisées.
- Veiller à une approche globale afin d'éviter de créer ou déplacer des risques d'hyper-sollicitation (sur une autre opération, un autre poste, une autre personne).
- Suivre le projet dans son ensemble de manière à assurer la crédibilité et l'efficacité de vos actions.
- Faire participer les opérateurs concernés par les aménagements dans les différentes phases de réflexion et de test.

■ *Communication*

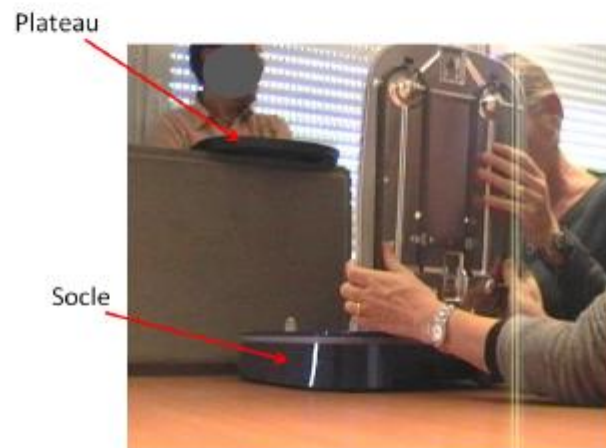
- Proposer/Suggérer des idées, des arguments et des solutions, plutôt que d'imposer votre point de vue à l'ensemble de l'équipe.
- Argumenter vos propositions de transformations à partir de l'analyse concrète de la situation de travail, et non de généralités, dans le but de convaincre les différents interlocuteurs.

■ *Qualités et compétences particulières du Référent*

- Rester humble et se remettre en question fréquemment afin d'éviter certaines erreurs. Trop de certitudes représentent un danger dans les projets d'amélioration des conditions de travail.
- Valoriser les enjeux et bénéfices associés à la démarche de prévention des risques TMS, autres que ceux de la santé, dans le but de partager la conduite du projet avec l'ensemble des interlocuteurs concernés (ex : une pièce difficile à insérer qui va créer des défauts qualité).
- Mettre en valeur l'aspect « gagnant/gagnant » des projets d'amélioration vers ces différents interlocuteurs (sécurité, qualité, méthode, production...).
- Ne jamais oublier que s'il n'y a pas de solution, c'est que les bonnes questions n'ont pas été posées.

***Cas concret d'aménagement de poste : résultats des
mesures EMG (atelier du séminaire)***

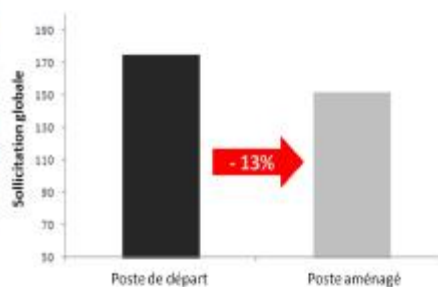
La situation de travail de départ (figure ci-dessous) était identique pour les trois groupes. Chacun d'entre eux s'est employé à proposer une solution d'aménagement dans l'objectif de réduire les sollicitations. Les effets de ces aménagements sur la sollicitation globale du membre supérieur apparaissent ci-après pour chaque groupe.



1^{er} Groupe

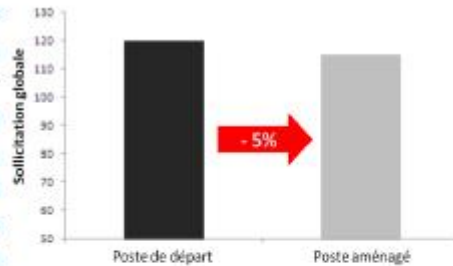
L'aménagement du poste proposé consistait à diminuer la hauteur d'approvisionnement du plateau et de le placer en position verticale pour faciliter sa saisie.

Les aménagements ont permis de diminuer la sollicitation globale de 13% principalement par l'allègement des contraintes au niveau de l'épaule. Les régions du coude et de la main/poignet n'ont pas été impactées par ces aménagements.

**2^e Groupe**

L'aménagement du poste consistait à diminuer la hauteur du plateau et à rehausser le socle afin de les placer à la même hauteur.

Les aménagements apportés se traduisent par une diminution de la sollicitation globale de 5% par l'allègement des contraintes au niveau du coude permise par la simplification de déplacement du plateau. En revanche, une légère augmentation des sollicitations au niveau du trapèze est associée au rehaussement du socle.



3^e Groupe



L'aménagement du poste consistait à diminuer la hauteur du plateau et de le retourner afin qu'il soit dans le « bon sens ». La posture de travail debout a été choisie pour ce poste aménagé.

Le résultat des aménagements est une diminution conséquente de la sollicitation globale de 19,5%. Cette diminution est essentiellement due au choix de la posture debout qui implique une moindre sollicitation des trapèzes et l'abaissement du plateau qui limite les contraintes au niveau des épaules. Les régions du coude et de la main/poignet n'ont pas été impactées par ces aménagements.



■ *Intérêts des mesures EMG dans la démarche de prévention*

Les mesures EMG constituent un moyen objectif permettant de quantifier et de localiser les sollicitations au poste.

Elles s'avèrent particulièrement intéressantes en représentant une aide à la décision concernant le choix d'une solution d'aménagement, en administrant la preuve de l'efficacité d'un projet d'amélioration ou encore en étant un outil pédagogique pertinent pour une prise de conscience par l'ensemble des acteurs d'un projet et pour les opérateurs.

Vos « mots de la fin » ...

« Bravo ! Et si vous pouvez rester sur cette lancée... »

« Merci pour la préparation des différents ateliers »

« Bravo et merci de partager avec nous la même passion »

« Continuez comme ça ! »

« Félicitations pour l'excellente organisation du séminaire »

« Très bon travail, c'était pas simple »

« Un mot ? SUPER ! Bonne ambiance pendant les ateliers. »

« Animation dynamique, précise et avec du concret. »



Résumé

Titre : Plaidoyer pour l'intégration des sciences de la motricité dans la démarche de prévention des troubles musculo-squelettiques : le cas précis de l'épaule

Les troubles musculo-squelettiques de l'épaule constituent un problème majeur de santé au travail. Le principal mécanisme à l'origine de ces pathologies est le conflit sous-acromial, dont le développement est intimement lié à la qualité du contrôle neuromusculaire de l'épaule. Nos données montrent que les tâches expérimentales classiquement utilisées pour l'exploration des facteurs de développement du conflit sous-acromial sont insuffisantes pour rendre compte de la complexité du contrôle neuromusculaire mis en jeu lors des tâches industrielles. Il semble primordial que les actions de lutte contre les TMS considèrent la réalité de l'organisation motrice à l'origine de leur développement. L'application dans ce travail de la technique d'enregistrement électromyographique au secteur industriel met en évidence la pertinence de cet outil afin d'orienter et d'évaluer les actions ergonomiques qui visent à réduire la charge musculo-squelettique. Un moyen complémentaire de lutte contre les TMS a été proposé afin de pallier aux limites propres à la démarche ergonomique. Il s'agit d'un exercice de recentrage dynamique de la tête humérale exécuté en chaîne cinétique fermée, déployé lors d'un programme d'intervention destiné aux opérateurs ayant des symptômes de conflit sous-acromial. Nos données mettent en évidence une diminution de la douleur et une amélioration de la fonction de l'épaule suite à cette intervention. Les bénéfices associés à cette démarche répondent au double enjeu de santé et de performance, essentiel pour les individus comme pour l'entreprise. Finalement, l'ensemble des contributions expérimentales et des applications industrielles présentées dans ce travail de thèse souligne le rôle central que peuvent jouer les spécialistes de la motricité humaine dans la démarche de lutte contre les TMS. Leur intégration dans les équipes pluridisciplinaires de prévention constitue un réel enjeu pour la réduction de ce risque professionnel majeur.

Mots clés : Épaule, conflit sous-acromial, prévention des troubles musculo-squelettiques, contrôle du mouvement volontaire.

Abstract

Title: Position paper on the interest of motor sciences in work-related musculoskeletal disorder management: the case of the shoulder

Shoulder disorders represent a major health problem at the workplace. The most common shoulder disorder is the subacromial impingement syndrome. Shoulder neuromuscular control has a critical role in the development of shoulder disorders. Our data show that the experimental tasks generally used to investigate subacromial impingement causative factors are insufficient to represent the complexity of shoulder neuromuscular control involved during industrial tasks. It is essential that workplace interventions take into consideration the actual motor control associated with the development of work-related musculoskeletal disorders. The use of the electromyography in the industrial context, during this thesis work, highlights the interest of this tool in order to conduct and evaluate ergonomic interventions that aimed to reduce exposure to physical risk factors. Another work-related musculoskeletal disorder management way was proposed as a supplement to ergonomic interventions. It is about a dynamic closed chain humeral head centering exercise performed by assembly line workers with clinical signs of subacromial impingement syndrome. Our data demonstrated that the intervention program was effective in decreasing shoulder pain as well as improving shoulder function. This study underlined the relevance of therapeutic exercises for shoulder disorders management at the workplace. Finally, the whole of this thesis work highlights the decisive role of specialists in human motor analysis for work-related musculoskeletal disorders management.

Key words: Shoulder, subacromial impingement, management of work-related musculoskeletal disorders, voluntary motor control.